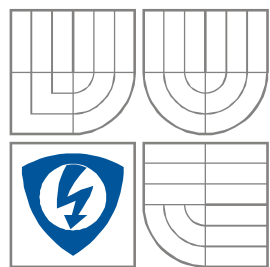


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND  
COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## Principy softwarové detekce QRS

The principles of software QRS detection

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

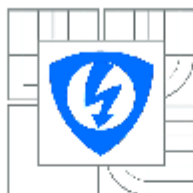
AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Andriy Mosyurchak

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. Martin Vítek, Ph.D.

BRNO, 2012



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

## Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Elektronika a sdělovací technika

**Student:** Andriy Mosyurchak  
**Ročník:** 3

**ID:** 120793  
**Akademický rok:** 2011/2012

### NÁZEV TÉMATU:

**Principy softwarové detekce QRS**

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte známé principy softwarové detekce komplexů QRS v signálech EKG a stručně je popište. Realizujte alespoň tři různé metody detekce QRS. Tyto metody otestujte na kompletní databázi CSE a srovnajte jejich výkonnost.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOHLER, B.U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2002, vol. 21, no. 1, p. 42-57.

[2] PAN, J., TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, vol. 32, no. 3, p. 230-236.

**Termín zadání:** 6.2.2012

**Termín odevzdání:** 25.5.2012

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Vitek, Ph.D.

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida**  
Předseda oborové rady

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Cílem této práce je seznámit se s metodami softwarové detekce QRS komplexů v EKG signálech. Tato práce obsahuje popis elektrokardiografického signálu a hlavních komponentů EKG. Popisuje základní metody detekce QRS. V práci jsou realizované tři metody detekce: Pan-Tompkinsův algoritmus, metoda založená na průchodu nulovou hladinou a metoda využívající adaptivní kvantovací práh. Metody byly realizované v prostředí MATLAB a testované na CSE databázi.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

QRS detekce, elektrokardiografie, EKG, Pan-Tompkinsův algoritmus, průchodu nulovou hladinou, adaptivní kvantovací práh.

## **ABSTRACT**

The aim of this project is to introduce the methods of software detection in ECG signals. This thesis includes description of electrocardiogram signal and the main components of the ECG. The following describes the basic methods of QRS complexes detection. In this thesis are realized three methods of QRS detection: Pan-Tompkins algorithm, method based on counting zero crossings and technique using adaptive quantized threshold. Methods are realized by program MATLAB and then tested on CSE database.

## **KEYWORDS**

QRS detection, electrocardiography, ECG, Pan-Tompkins algorithm, zero crossings, adaptive quantized threshold.

MOSYURCHAK, A. Principy softwarové detekce QRS. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 41 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Principy softwarové detekce QRS jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Vítkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## Obsah

1	Úvod.....	2
2	EKG a jeho detekce.....	3
2.1	Historie .....	3
2.2	Charakteristické části EKG .....	4
2.3	Šum v EKG signálu .....	4
3	Detekce QRS komplexů .....	6
3.1	Detektor QRS .....	6
3.2	Algoritmy pro detekci QRS komplexů .....	6
3.2.1	Algoritmy založené na derivacích signálu a číslicových filtrech .....	6
3.2.2	Detekce QRS založená na vlnkové transformaci .....	7
3.2.3	Algoritmy využívající neuronové sítě.....	8
3.3	Hodnocení algoritmů .....	8
4	Pan-Tompkinsův algoritmus .....	9
4.1	Úvod .....	9
4.1	Filtrace .....	9
4.2	Derivování .....	12
4.3	Umocnění na druhou .....	13
4.4	Integrace .....	14
4.5	Detekce vrcholu .....	15
5	Detektor QRS využívající průchod nulovou hladinou .....	16
5.1	Úvod .....	16
5.2	Extrakce rysu .....	16
5.3	Detekce události .....	21
5.4	Časová lokalizace R vlny .....	22
6	Detektor QRS založený na metodě autorů V.S. Chouhan a S. S. Mehta využívající adaptivní kvantovací práh .....	23
6.1	Úvod .....	23
6.2	Filtrace .....	23
6.3	Předzpracování .....	25
6.4	Detekce QRS komplexů .....	29
6.5	Výběr výsledku detekce QRS .....	30
7	Výsledky detekcí .....	32
7.1	Ukázky detekci .....	32
7.1.1	Ukázky detekci detektoru Pana-Tompkinse.....	32
7.1.2	Ukázky detekci metody využívající průchod nulovou hladinou .....	33
7.1.3	Ukázky detekci metody využívající adaptivní kvantovací práh.....	34
7.2	Účinnost detekce.....	36
8	Závěr.....	38
9	Použitá literatura .....	39
	Seznam zkratk a symbolů .....	41
	Seznam příloh.....	41

# 1 Úvod

Softwarová detekce QRS je předmětem mnoha vědeckých výzkumů poslední 30 let. QRS komplex je nejvýraznější komponenta elektrokardiogramu (EKG), a ukazuje v době jeho výskytu srdeční elektrickou aktivitu během depolarizace komor. Základem QRS komplexu je depolarizace komor srdečního svalu. On sestává ze třech kmitů: Q-, R- a S- vln. R vlna je pozitivní kmit. Q- a S- vlna jsou negativní kmity. QRS komplex poskytuje mnoho informací o současném stavu srdce. Vzhledem k jeho charakteristickému tvaru slouží pro automatizované určování srdeční frekvence a často se používá v algoritmech pro komprese ECG signálu. Jak vidíme QRS detekce je základem pro většinu automatických algoritmu EKG analýzy.

Cílem této práce je seznámit se co to je EKG signál, QRS komplex, metodách jeho softwarové detekce a realizace těchto metod.

V druhé kapitole je popsán EKG signál, QRS komplex a hlavní komponenty EKG signálu. A taky je vysvětlen problém šumu v EKG signálech.

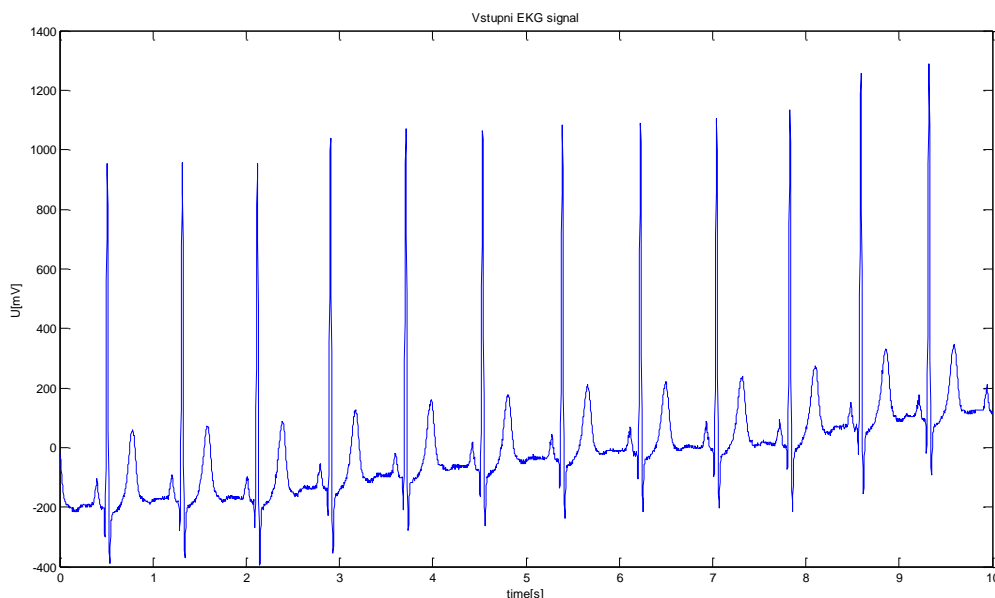
V třetí kapitole jsou charakterizované hlavní principy QRS detekce. A taky stručně popsány některé hlavní metody softwarové detekce QRS.

Dalším úkolem bylo realizovat tři metody různé metody detekce QRS komplexů. V kapitolách 4, 5 a 6 jsou realizované tři QRS detektory: podle autorů J. Pan a W.J. Tomkins, metoda založená na průchodu nulovou hladinou, a metoda podle autorů V.S. Chouhan a S.S. Mehta využívající adaptivní kvantovací práh. V těchto kapitolách je popsáno uvedené metody a detailně rozebrána jejich realizace. Všechny detektory byly realizované v programovém prostředí MATLAB.

V sedmé kapitole je uvedeno zhodnocení detekce QRS komplexů. Algoritmy byly testované na databázi CSE (tří-svodové a dvanácti-svodové signály). Hodnocení detekce bylo provedeno pomocí parametrů sensitivity a pozitivní predikce, které jsou popsány v třetí kapitole. V této kapitole jsou uvedené ukázky detekce a taky srovnání s jinými metodami testovanými na CSE databázi.

## 2 EKG a jeho detekce

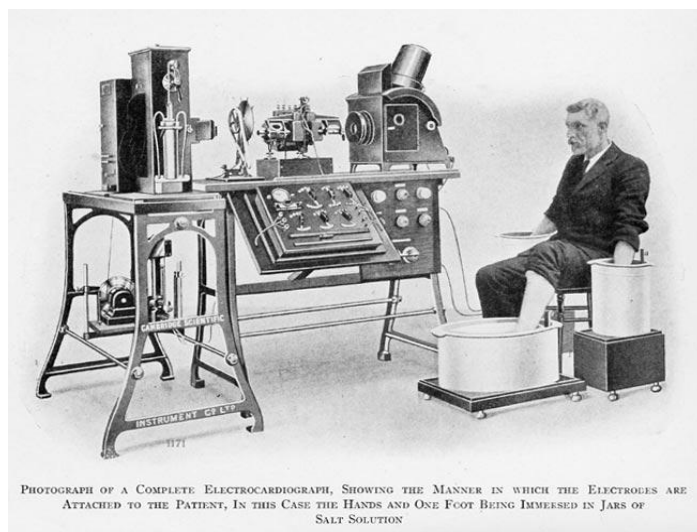
Elektrokardiogram je většinou známý pod zkratkou EKG – toto označení budeme v textu nadále používat. EKG je záznam srdeční činnosti, přesněji grafické zobrazení srdeční elektrické aktivity. EKG zachycuje elektrické impulsy, které vznikají v důsledku práce srdce a projevují se na povrchu těla. Obr. 1 znázorňuje typický průběh EKG signálu:



Obr. 1 EKG signál

Jak je vidět, EKG signál se skládá z několika charakteristických vln, které se periodicky opakují. Obr. 1 zachycuje EKG signál obsahující užitečný signál a šum. EKG signál je převzat z CSE databáze.

### 2.1 Historie



Obr. 2 Willem Einthoven

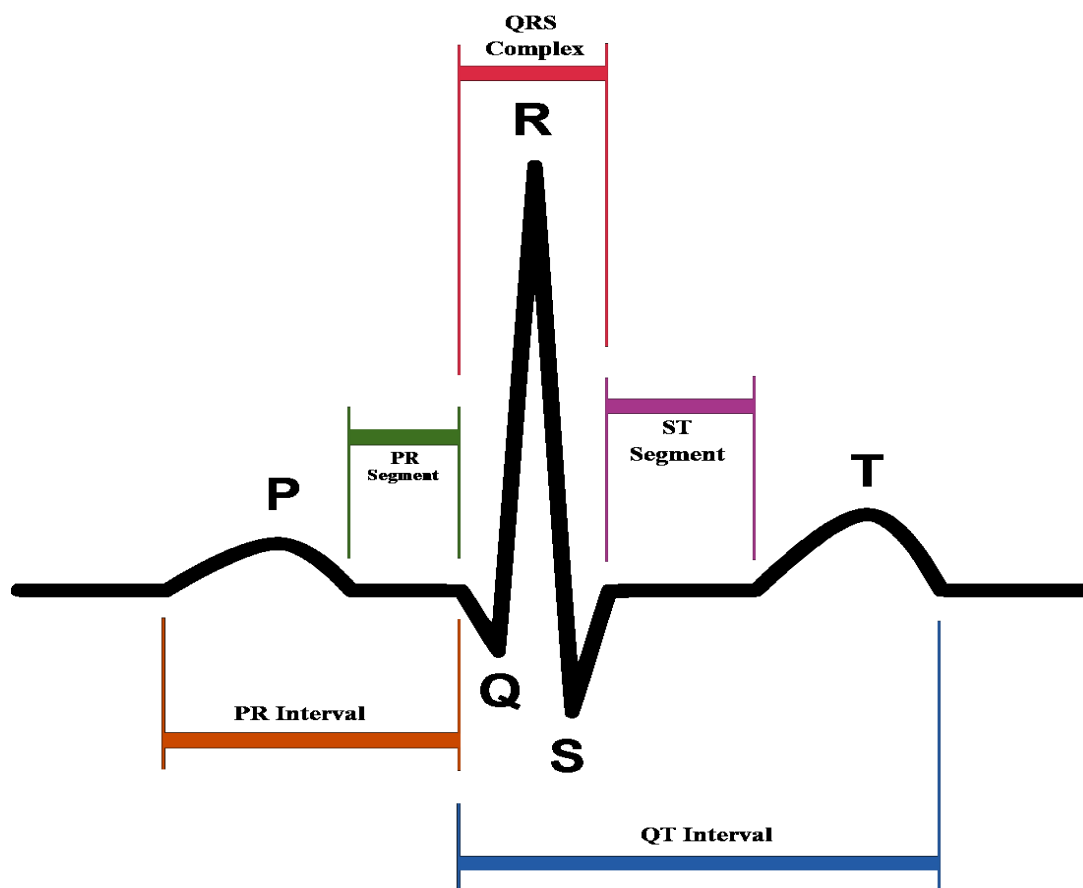


V XIX. století bylo zjištěno, že srdce při práci produkuje určité množství elektrické energie. První elektrokardiogram zaznamenal Gabriel Lippman pomocí rtuťového elektroměru. Lippmanovy křivky připomínaly moderní EKG jen vzdáleně.

V experimentech pokračoval holandský lékař Willem Einthoven, který zkonstruoval strunový galvanometr, přístroj, s jehož pomocí zaznamenal skutečný EKG signál. Einthoven vynalezl také moderní zápis vln EKG a popsal některé poruchy srdce. V roce 1924 mu byla udělena Nobelova cena za lékařství [9].

## 2.2 Charakteristické části EKG

Charakteristickými částmi signálů EKG jsou P, Q, R, S a T vlny. QRS komplex se skládá z Q, R a S vln. Na obr. 3 je vidět typický průběh EKG během jedné periody srdeční aktivity, jednotlivé vlny jsou označeny písmeny:



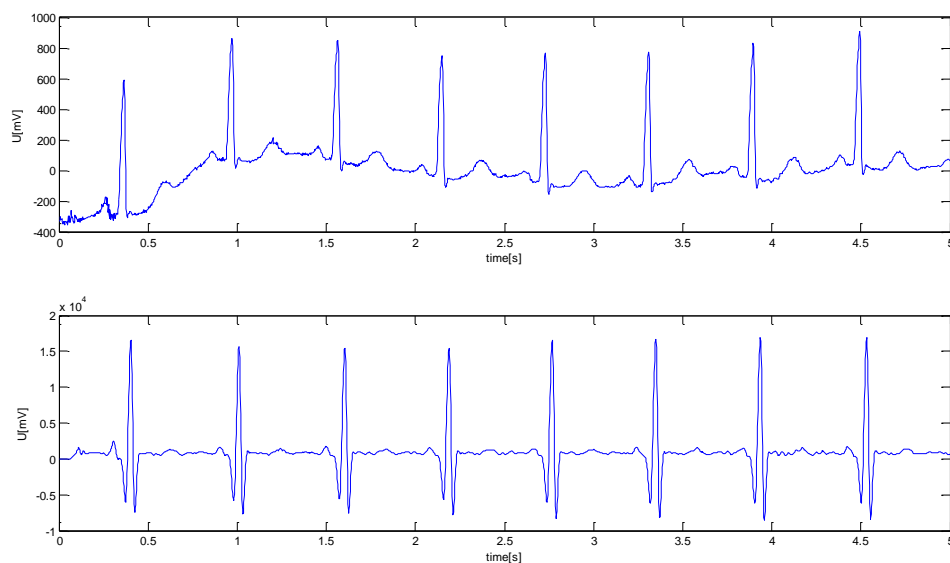
Obr. 3 EKG křivka

P vlna odpovídá depolarizaci síní, QRS komplex depolarizaci komor, T vlna repolarizaci komor. Někdy je po T vlně měřitelná malá pozitivní výchylka, U vlna [4].

## 2.3 Šum v EKG signálu

EKG signál obsahuje kromě P vlny, QRS a T vlny rušení, které má řadu příčin. Může jít o problémy způsobené napájecím napětím (typická je frekvence 50 Hz), o rušení myopotenciály, o kontakt mezi kůží a elektrodou, o rušení vlivem okolních zařízení. Účinky

některých poruch mohou být sníženy. Na obr. 4 je zachycen zašuměný EKG signál a signál vyfiltrovaný pomocí dolní propusti:



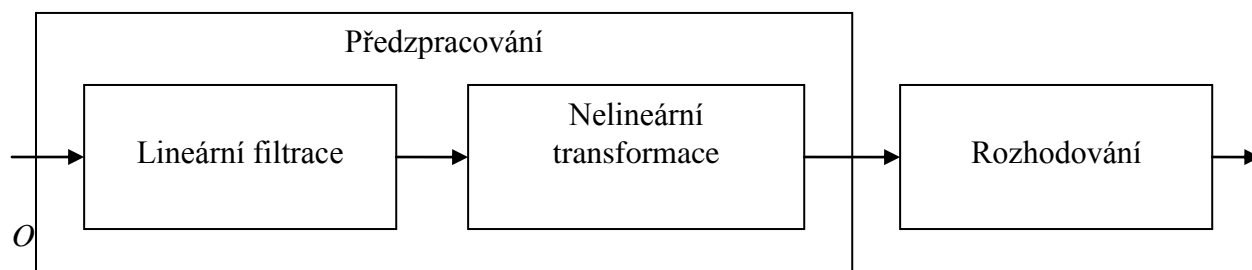
**Obr. 4 Zašuměný (horní) a vyfiltrovaný (dolní) EKG signál**

Filtry používané v moderních elektrokardiografech umožňují získávat kvalitnější elektrokardiogramy, přináší však určité zkreslení tvaru přijímaného signálu. Low-pass filtry 0,5-1 Hz umožňují odstranit drift izolinie. Brum (síťové rušení) lze potlačit pomocí úzkopásmové zadržky 50 Hz. High-pass filtr 35 Hz potlačuje rušení myopotenciály spojené s činností svalů.

# 3 Detekce QRS komplexů

## 3.1 Detektor QRS

Existuje několik skupin algoritmů pro softwarovou detekci komplexů QRS. Většina algoritmů má podobnou strukturu. Ta může být rozdělena do dvou fází: fáze předzpracování a fáze rozhodování (viz obr. 5):



Obr. 5 Struktura QRS-detektoru

Fáze předzpracování zahrnuje lineární a nelineární filtraci, druhá fáze detekci špiček a logického rozhodování, zda QRS komplex nastal, či ne.

Ve fázi předzpracování probíhá filtrace signálů. Jejím účelem je odstranit rušení signálu EKG, který musíme zpracovat. Jak víme, EKG signál obsahuje některé nežádoucí složky, které způsobují různé problémy. Filtrovaný signál je lépe dále zpracovávat, protože v této fázi odstraníme signály, které nás nezajímají [1].

## 3.2 Algoritmy pro detekci QRS komplexů

Algoritmy pro detekci QRS komplexů mohou být rozděleny do dvou skupin. Jedná se o tzv. real-time a off-line algoritmy. Real-time algoritmy pracují se signálem v reálném čase, off-line algoritmy pracují se signály, které už byly někde zaznamenány; tyto algoritmy mohou rozhodovat na základě detekce všech signálů.

### 3.2.1 Algoritmy založené na derivacích signálu a číslicových filtrech

Frekvenční složky QRS komplexů leží v rozmezí 10-25 Hz. Proto se pro většinu těchto algoritmů na začátku používá filtrace, čímž je odstraněn šum a nežádoucí vliv ostatních komponent signálu (vln P a T). Proto se obvykle provádí v kaskádním zapojení dolní a horní propusti, které tvoří pásmovou propust v požadovaném pásmu. Některé algoritmy používá pouze horní propust. Ta je často realizována jako diferenciátor, a to proto, že QRS komplex je ve srovnání s dalšími komponenty EKG velmi strmý. Pro výpočet derivace se nejčastěji se používá následující diferenční rovnice [1]:

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1). \quad (3.1)$$

$$y_1(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2). \quad (3.2)$$

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1). \quad (3.3)$$

Některé algoritmy [10, 11] používají jinou derivaci, která může být spočítána pomocí vztahu

$$y_2(n) = x(n+2) - 2x(n) + x(n-2). \quad (3.4)$$

V mnohých algoritmech [11] se používá lineární kombinace první a druhé derivace podle rovnice 3.5:

$$z(n) = 1,3 |y_1(n)| + 1,1 |y_2(n)|, \quad (3.5)$$

či lineární kombinace vyhlazené první derivace a absolutní hodnoty druhé derivace podle 3.6 [10]:

$$z(n) = \tilde{y}_1(n) + |y_2(n)|, \quad (3.6)$$

kde  $\tilde{y}_1(n) = \{0,25; 0,5; 0,25\} * |y_1(n)|$  a  $*$  je lineární operátor konvoluce.

Detekce komplexů QRS se provádí porovnáním amplitudy derivace nebo jejich lineární kombinací s nějakým prahem. Hodnotu prahů vypočítáme podle vztahu 3.7 [1]:

$$\theta_x = 0,3 \dots 0,4 \max[x]. \quad (3.7)$$

Detekce často ukazuje některé falešné QRS komplexy, a proto je třeba zavést další podmínky pro správnou detekci QRS komplexů.

V jednom z algoritmů [1] se navrhuje provádět filtrování signálů EKG pomocí dvou dolních propustí s různými mezními frekvencemi. Výstupní signál EKG  $y_1(n)$  se zpracovává pomocí vztahu 3.8 [1]:

$$y_2(n) = y_1(n) \left[ \sum_{k=-m}^n y_1^2(n+k) \right]^2. \quad (3.8)$$

Daná nelineární operace vede k potlačení nízkých hodnot a k vyhlazení píků. Signál  $z(n)$  je získán z  $y_2(n)$  omezením výstupního signálu pomocí dolní propusti s vyšší mezní frekvencí. Prah se počítá adaptivně pomocí vztahu 3.9 [1]:

$$\Theta = \max[z(n)]/8. \quad (3.9)$$

### 3.2.2 Detekce QRS založená na vlnkové transformaci

Funkce vlnkové transformace  $f(t)$  je definována jako integrální transformace [1]

$$Wf(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt, \quad (3.10)$$

kde  $\psi^*(t)$  je komplexně sdružená funkce  $\psi(t)$ .  $\psi_{a,b}(t)$  je odvozená z mateřské vlnky  $\psi(t)$

pomocí vztahu 3.11 [1]:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \quad (3.11)$$

Algoritmy pro detekci QRS komplexu pomocí vlnkové transformace jsou založeny především na Mallatově a Hwangově přístupu k detekci singularity a na klasifikaci s využitím lokálních maxim EKG signálu zpracovaného pomocí vlnkové transformace. Druhý algoritmus rozděluje EKG signál do segmentů pevné délky. R vrchol je detekován v místě, kdy modul lokálního maxima dosáhne prahové hodnoty, která se spočítá pro každý segment [1].

### 3.2.3 Algoritmy využívající neuronové sítě

Umělé neuronové sítě jsou často používány při nelineárním zpracování signálů, při klasifikaci a optimalizaci. V mnoha případech jsou vhodnější než klasické postupy. Pro detekci QRS se neuronové sítě nejčastěji používají jako adaptivní nelineární prediktory. Jejich cílem je odhadnout aktuální hodnotu na základě předchozích hodnot. Vzhledem k tomu, že EKG signál se skládá hlavně z částí, které nejsou QRS, neuronové sítě konvergují k bodu, kde jsou segmenty non-QRS komplexu předpokládány správně. Segmenty s náhlými změnami, jako jsou QRS segmenty, vedou ke zvýšení chybovosti predikce. Z tohoto důvodu mohou být chyby predikce použity pro detekci QRS komplexů [1].

### 3.3 Hodnocení algoritmů

Využití softwarových algoritmů pro detekci QRS ve zdravotnických zařízeních vyžaduje hodnocení účinnosti. Pro hodnocení algoritmů by měly být použity v podstatě dva parametry, a to senzitivita (3.12) a pozitivní predikce (3.13) [1]:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (3.12)$$

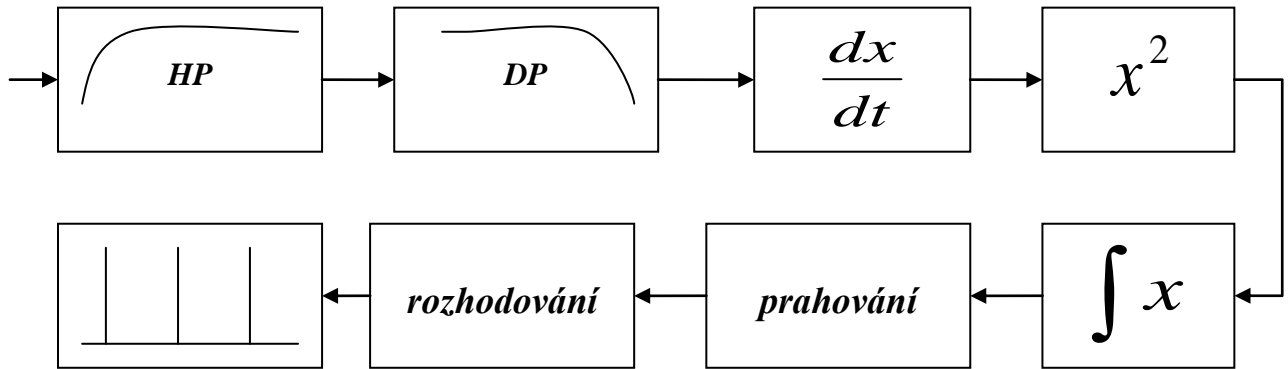
$$+P = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (3.13)$$

kde  $TP$  je počet pozitivních detekcí,  $FN$  počet falešných negativ a  $FP$  počet falešných pozitiv. Aby bylo možné dosáhnout srovnatelných výsledků, musí být hodnocení provedeno na standardní databázi.

# 4 Pan-Tompkinsův algoritmus

## 4.1 Úvod

J. Pan a W. J. Tompkins [2] vytvořili algoritmus detekce QRS komplexu zaměřený na práci v reálném čase a založený na analýze šikmosti, amplitud a šířky QRS komplexu. Dané algoritmy se skládají z následujících posloupností filtrů a metod: horní propust, dolní propust, umocnění, derivace, integrace, adaptivní prahová procedura a procedura hledání. Na obr. 6 jsou schematicky znázorněny základní etapy daného algoritmu:



Obr. 6 Pan-Tompkins algoritmus

## 4.1 Filtrace

Pásmová propust se realizuje pomocí kaskádního zapojení horní a dolní propusti. Pásmo propusti je třeba zvolit v rozsahu od 8 Hz do 15 Hz [5]. Dolní propust, která se používá v Pan-Tomkinsově metodě, obsahuje celé koeficienty pro zjednodušení výpočtů. Přenosová funkce daného filtru je [2]

$$H(z) = \frac{1}{32} \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2}. \quad (4.1)$$

Výstupní signál  $y(n)$  je spojen se vstupním signálem pomocí rovnice [2]

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + \frac{1}{32}[x(n) - 2x(n-6) + x(n-12)]. \quad (4.2)$$

Horní propust, která se používá v daném algoritmu, je realizována jako všepropustný filtr minus dolní propust. Přenosová funkce dolní propusti je [2]

$$H_{lp}(z) = \frac{(1 - z^{-32})}{(1 - z^{-1})}. \quad (4.3)$$

Diferenční rovnice dolní propusti je [2]

$$y(n) = y(n-1) + x(n) - x(n-32). \quad (4.4)$$

Přenosová funkce  $H_{hp}(z)$  horní propusti je [2]

$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{1}{32} H_{lp}(z). \quad (4.5)$$

Diferenční rovnice horní propusti je [2]

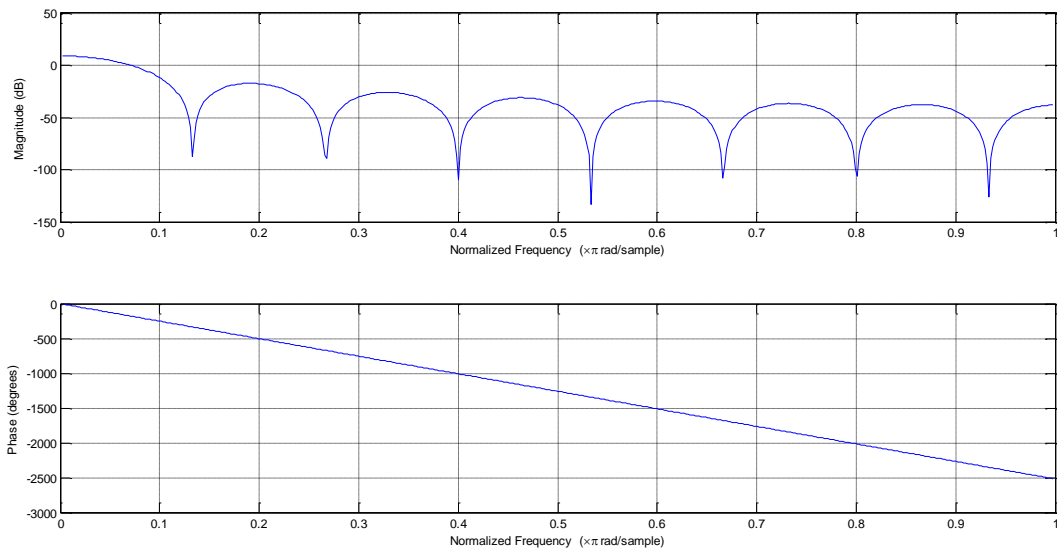
$$y(n) = y(n-1) - \frac{1}{32} x(n) + x(n-16) - x(n-17) + \frac{1}{32} x(n-32). \quad (4.6)$$

Filtry, které byly popsány funkcemi (4.1) a (4.5), nesplňují požadavky, protože jsou určeny pro vzorkovací frekvenci  $f_{vz} = 200\text{Hz}$ . EKG signály z databáze CSE, na které budeme testovat daný algoritmus, mají vzorkovací frekvenci  $f_{vz} = 500\text{Hz}$ . Proto byly použity filtry (4.7) a (4.9). Přenosová funkce pro dolní propust je

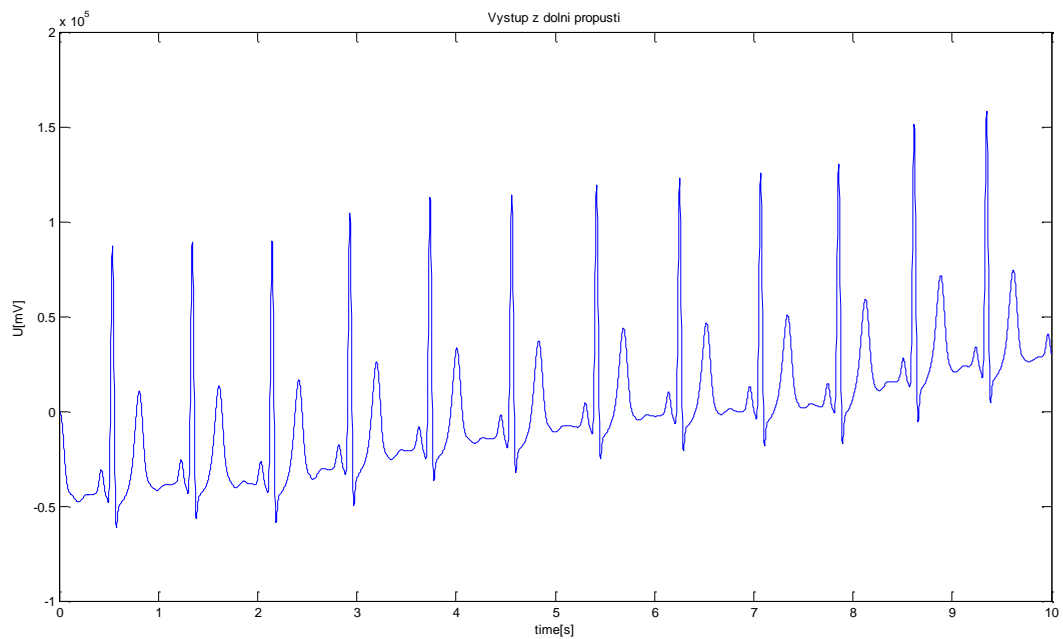
$$H(z) = \frac{1}{80} \frac{(1 - 2z^{-6} + z^{-12})}{(1 - 2z^{-1} + z^{-2})}. \quad (4.7)$$

Diferenční rovnice:

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + \frac{1}{80} (x(n) - 2x(n-15) + x(n-30)). \quad (4.8)$$



**Obr. 7 Frekvenční charakteristiky dolní propusti**



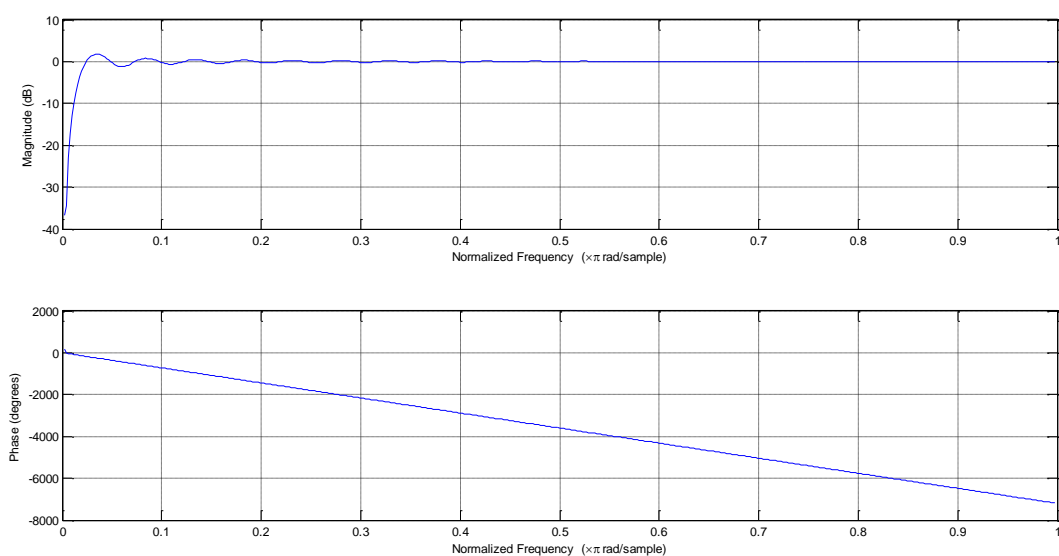
**Obr. 8 Výstup z dolní propusti**

Daný filtr má útlum větší než 12 dB při frekvenci 50 Hz a efektivně potlačuje síťové rušení. Pro frekvenci 15 Hz je útlum filtru 3 dB. Na obr. 7 je znázorněna frekvenční charakteristika dolní propusti, na obr. 8 pak EKG signál po dolní filtraci. Přenosová funkce realizované horní propusti je

$$H(z) = z^{-40} - \frac{\frac{1}{80} + z^{-40} - z^{-41} - \frac{1}{80} z^{-80}}{1 - z^{-1}}. \quad (4.9)$$

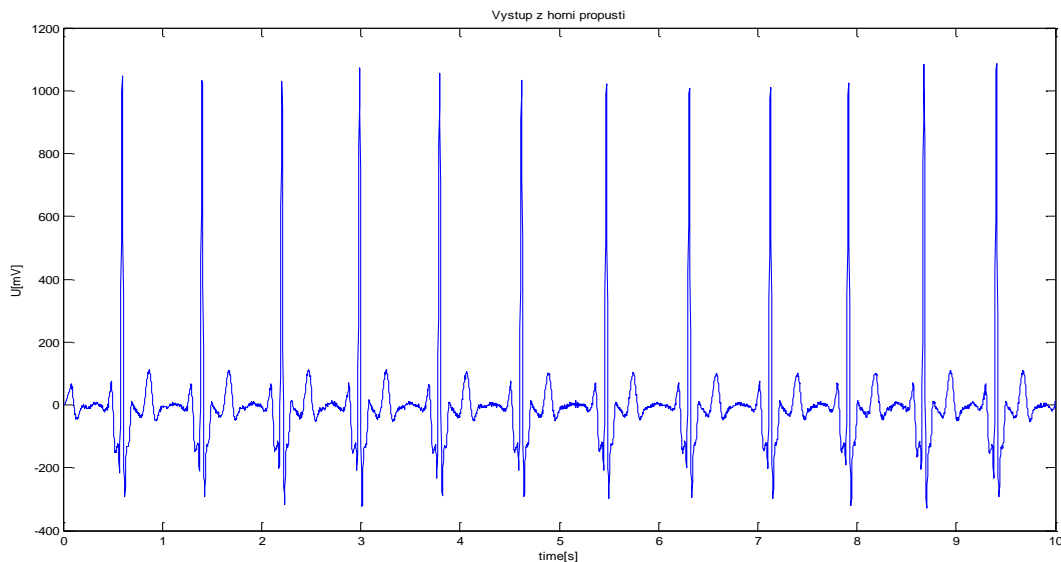
Diferenční rovnice:

$$y(n) = y(n-1) + \frac{1}{80} x(n) + x(n-40) - x(n-41) - x(n-80). \quad (4.10)$$



**Obr. 9 Frekvenční charakteristika horní propusti**





**Obr. 10 Výstup z horní propusti**

Mezní frekvence filtru je 8 Hz. Zpoždění dolní propusti je 40 vzorků. Na obr. 9 je znázorněna frekvenční charakteristika horní propusti. Obr. 10 zachycuje EKG signál po horní filtraci, obr. 10 amplitudovou charakteristiku pásmové propusti.

## 4.2 Derivování

Derivování signálu jsme provedli pomocí derivátoru, který navrhli Pan a Tompkins. Přenosová funkce derivátoru je [2]

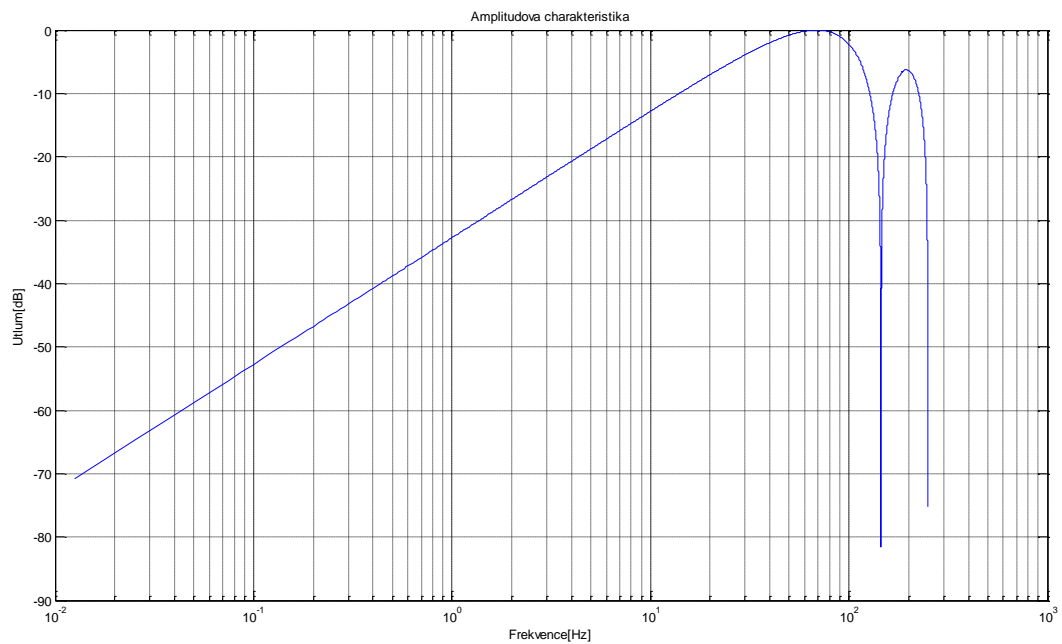
$$H(z) = \frac{1}{8}(-z^{-2} - z^{-1} + 2z^1 + z^2). \quad (4.11)$$

Diferenční funkce derivátoru je [2]

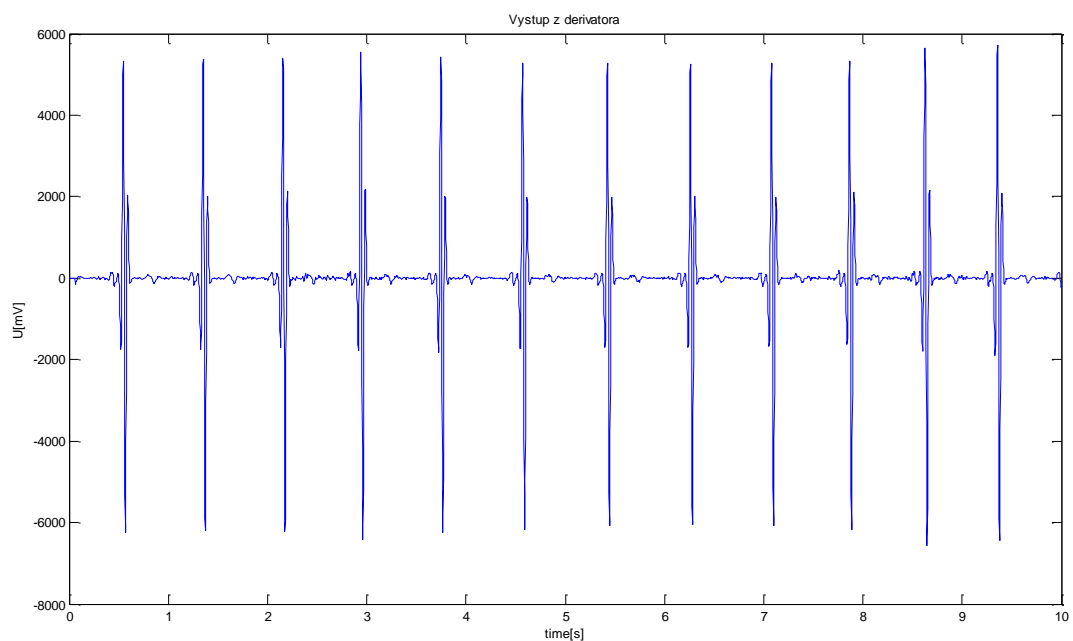
$$y(n) = \frac{1}{8}[2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)]. \quad (4.12)$$

Na obr. 12 je zachycen výstupní signál derivátoru, na obr. 11 amplitudová charakteristika derivátoru.

Tato procedura derivace potlačuje nízkofrekvenční komponenty P a T a má vysoký koeficient zesílení vysokofrekvenčních komponent, které se objevují se z důvodu strmých sklonů QRS komplexu.



Obr. 11 Amplitudová charakteristika derivátoru



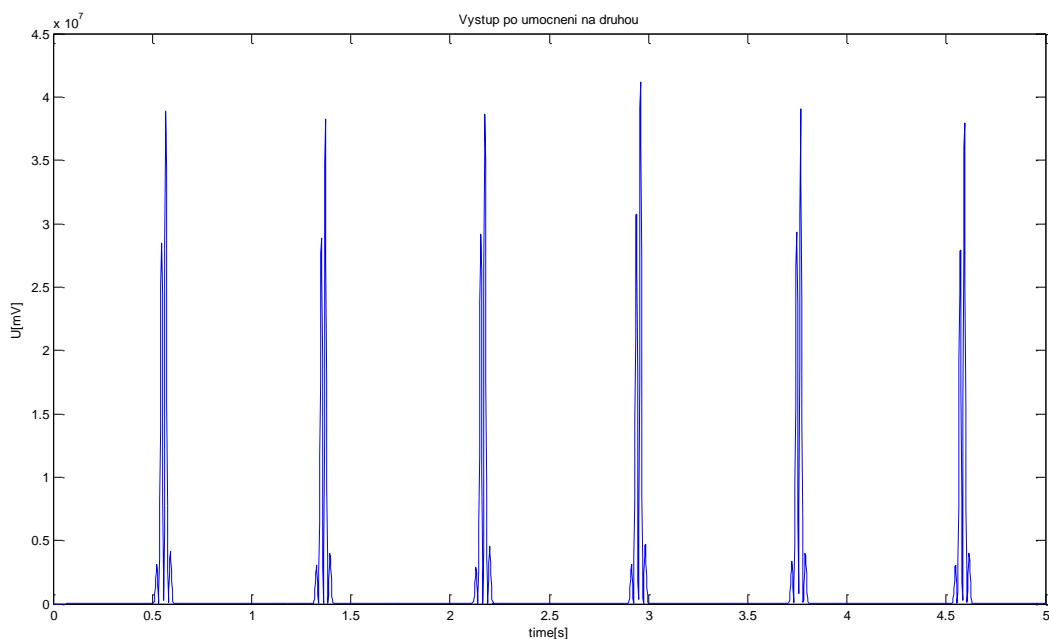
Obr. 12 Výstup derivátoru

### 4.3 Umocnění na druhou

Výsledek operace umocnění na druhou je kladný a zesiluje velké rozdíly, vznikající z důvodů QRS komplexů; malé rozdíly vznikající na vlnách P a T se potlačují. Vysokofrekvenční komponenty v signálu spojené s QRS komplexem se potlačují více. Umocnění na druhou se provádí pomocí vztahu [2]

$$y(n) = [x(n)]^2. \quad (4.13)$$

Na obr. 13 je znázorněn výstupní signál po operaci umocnění na druhou:



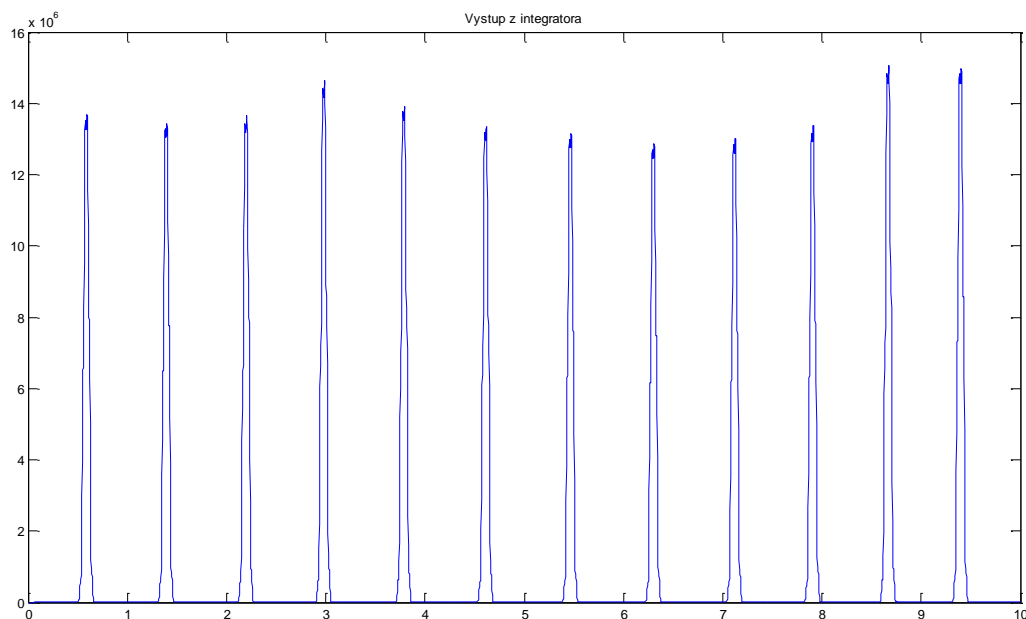
Obr. 13 Výstup po umocnění na druhou

## 4.4 Integrace

Výstupní signál po derivační operaci demonstruje mnoho vrcholů v rozmezí QRS komplexu. Pan-Tomkinsův algoritmus provádí vyhlazování výstupního signálu předchozích operací pomocí vyhlazovacího filtru [2]:

$$INT(n) = \frac{1}{N} [x(n - (N - 1)) + x(n - (N - 2)) + \dots + x(n)], \quad (4.14)$$

kde  $N$  je šířka integračního okna. Při nadměrné šířce integračního okna  $N$  se signály spojené s QRS komplexem a T vlnou budou slučovat. Příliš malá šířka okna  $N$  způsobí v jednom QRS komplexu několik vrcholů. V této realizaci byla použita šířka okna  $N$  o délce 30 vzorků. Signál po průchodu vyhlazovacím filtrem je zobrazen na obr. 14.



Obr. 14 Výstup integrátoru

## 4.5 Detekce vrcholu

Do algoritmu detekce vstupuje integrovaný signál  $INT(n)$ . V prvním kroku se provede prahování signálu. Práh byl stanoven experimentálně jako 3 % z maximální hodnoty integrovaného signálu. Prahování je tvořené podmínkou

$$SP = \begin{cases} 1, & \text{if } INT > \text{thres} \\ 0, & \text{if } INT < \text{thres} \end{cases}, \quad (4.15)$$

kde  $\text{thres}$  je práh. Signál se dále zpracovává pomocí podmínky

$$SP(n-1) \leq SP(n) > SP(n+1). \quad (4.16)$$

Ve výstupním signálu dochází také k falešně pozitivní detekci QRS komplexů, a proto je signál  $SP(n)$  třeba zpracovávat pomocí následujících kritérií:

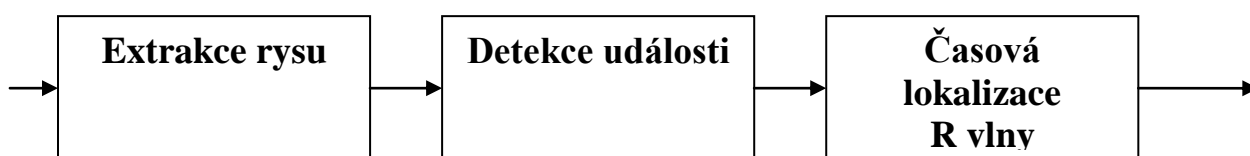
- jestliže je vzdálenost mezi detekovanými událostmi menší než 25 vzorků, druhá událost se vyloučí;
- jestliže je vzdálenost mezi detekovanými událostmi 26 až 154 vzorků, ponechává se událost, kde je hodnota signálu  $SP(n)$  větší;
- jestliže je vzdálenost mezi detekovanými událostmi 155 až 220 vzorků, vyloučí se menší událost, pokud nedosahuje 42 % hodnoty větší události;
- ve vzdálenosti 221 až 350 vzorků od detekované události se vyloučí všechny špičky, pokud jejich hodnota nedosahuje 4 % hodnoty detekované události, což zmenší počet falešně pozitivních detekcí.

Ve výstupním signálu zpracovaném podle vyšších kritérií považujeme všechny události, které nebyly odstraněny při zpracování, za detekované QRS komplexy.

# 5 Detektor QRS využívající průchod nulovou hladinou

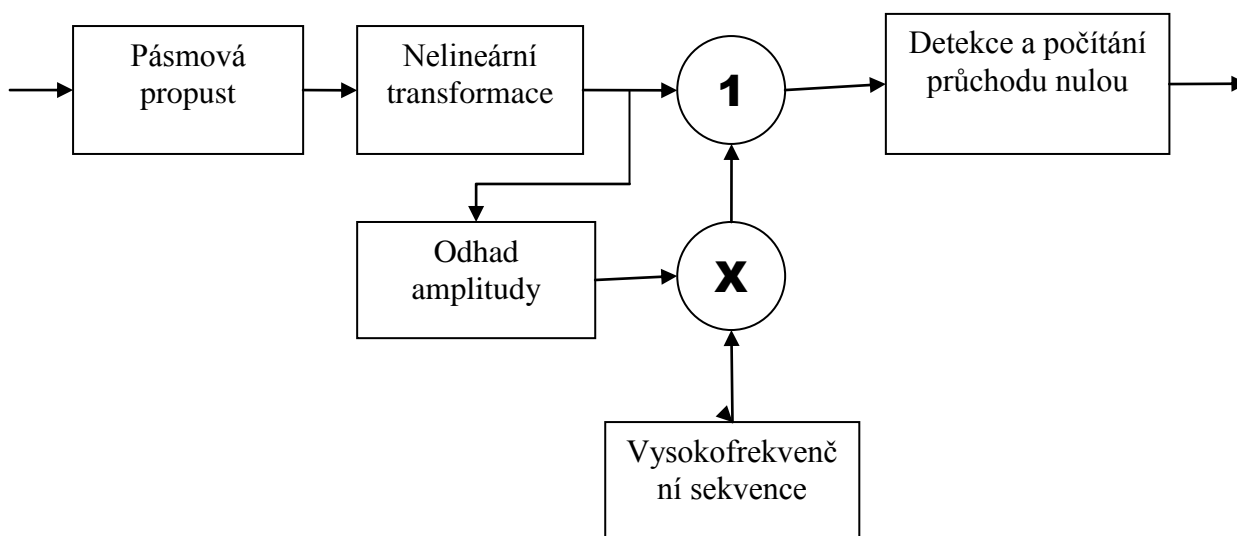
## 5.1 Úvod

Detektor je realizován podle autorů B. U. Kohlera, C. Henninga a R. Orglmeistera a je založen na počítání průchodů nulou v segmentu. Je dobře známo, že metody založené na průchodu nulovou hladinou jsou odolné proti šumu v EKG signálech. Tento detektor poskytuje vysoký stupeň účinnosti detekce i v případech velmi zašuměných EKG signálů [6]. Na obr. 15 je tento algoritmus schematicky znázorněn:



Obr. 15 Bloková schémata

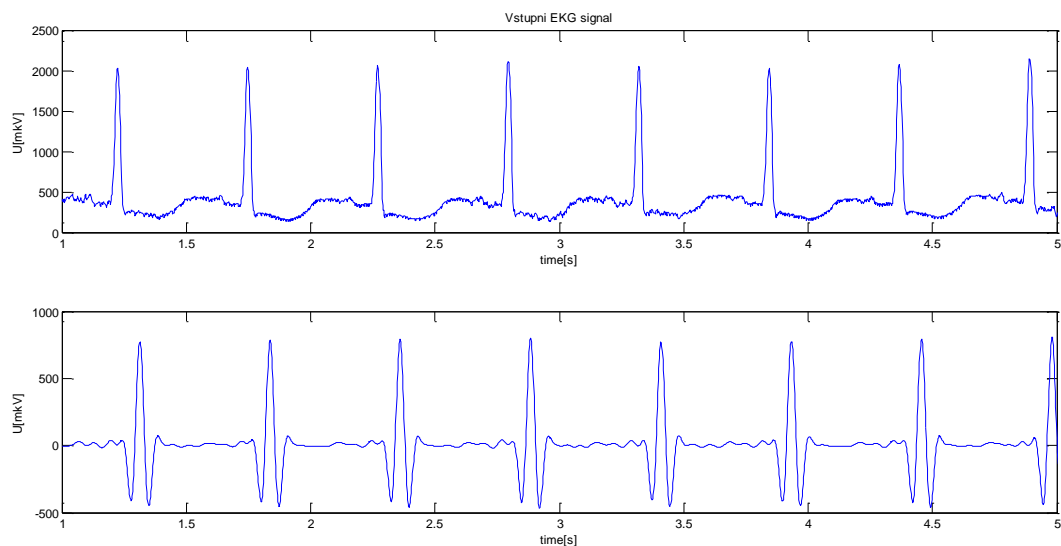
## 5.2 Extrakce rysu



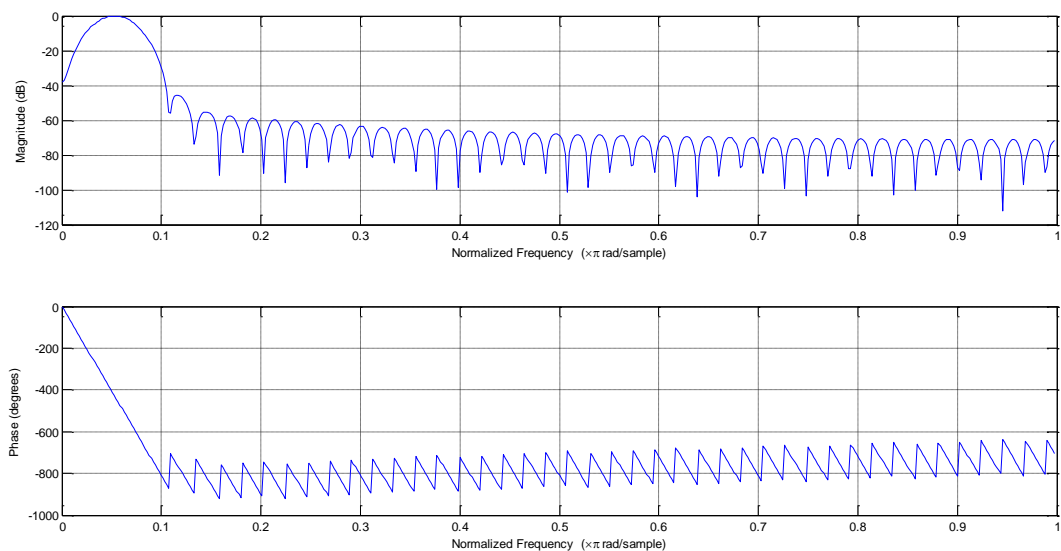
Obr. 16 Extrakce rysu

Frekvenční rozsah QRS komplexů může být až 40 Hz a víc. Vzhledem k tomu je vhodné na začátku filtrovat EKG signál od vysokofrekvenčního šumu, vln P a T. Pro filtraci je použita pásmová propust s dolní mezní frekvencí 18 Hz a horní mezní frekvencí 35 Hz [6]. V prostředí MATLAB je filtr realizován pomocí funkce *fir1* s délkou impulzní charakteristiky 90 vzorků. Na obr. 17 je možné vidět vstupní zašuměný signál EKG a filtrovaný

signál:



**Obr. 17** Vstupní zašuměný signál EKG a filtrovaný signál

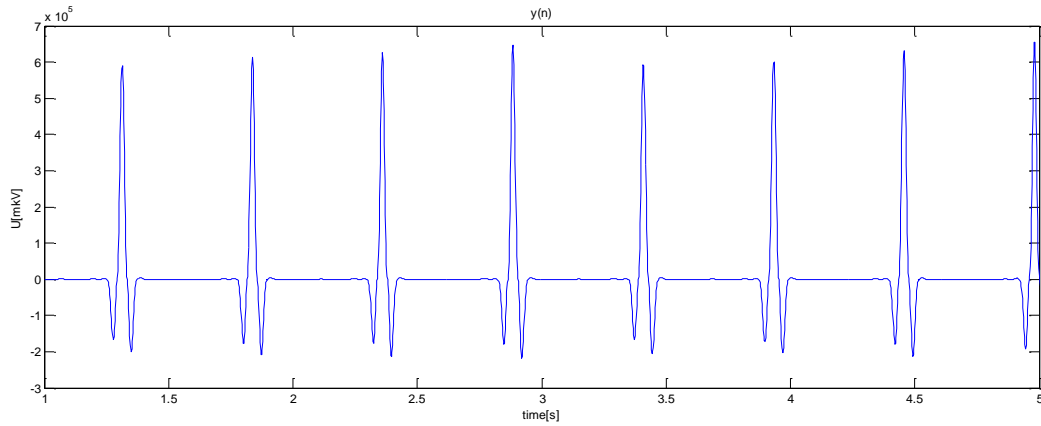


**Obr. 18** Frekvenční charakteristika pásmové propusti

Dále je pro zvýraznění QRS komplexů použita nelineární transformace [6]

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) * x_f^2(n), \quad (5.1)$$

kde  $x_f$  je filtrovaný EKG signál,  $y(n)$  signál po nelineární transformaci a  $\text{sign}$  znaménková funkce. Na obr. 19 je znázorněn signál  $y(n)$ :



**Obr. 19 Signál po nelineární transformaci**

Ve výstupním filtrovaném signálu jsou vysokofrekvenční oscilace příliš potlačené, a proto potřebujeme do signálu přidat vysokofrekvenční složku [6]:

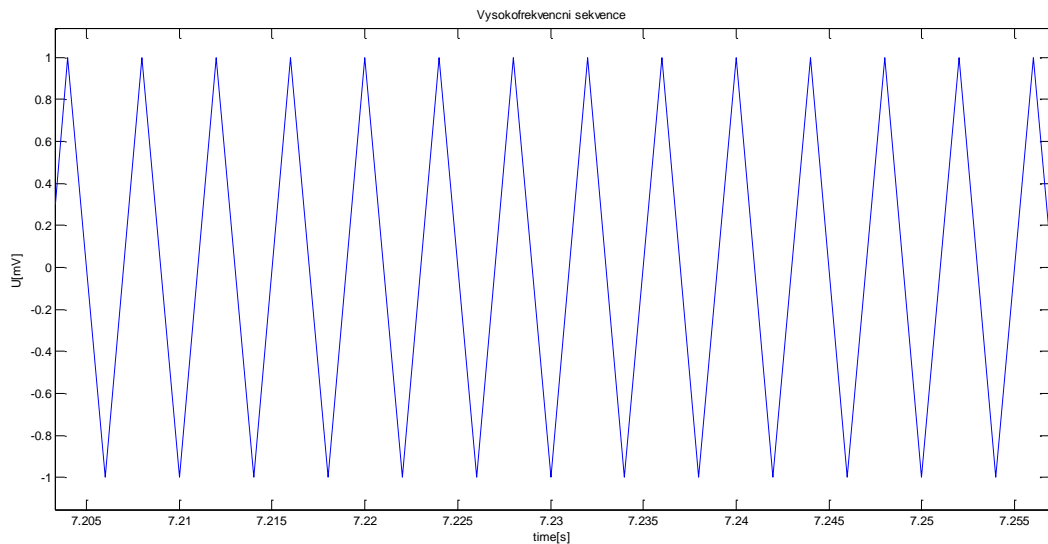
$$b(n) = (-1)^n * K(n) \quad (5.2)$$

$$z(n) = y(n) + b(n), \quad (5.3)$$

kde  $z(n)$  je filtrovaný EKG signál s přidanou vysokofrekvenční složkou,  $b(n)$  vysokofrekvenční složka a  $K(n)$  amplituda vysokofrekvenční složky. Vysokofrekvenční sekvence je dána jako [6]

$$v(n) = (-1)^n, \quad (5.4)$$

kde  $v(n)$  je vysokofrekvenční sekvence a  $n$  vzorek signálu. Na obr. 20 můžeme vidět vysokofrekvenční sekvence střídajících se hodnot 1 a -1:



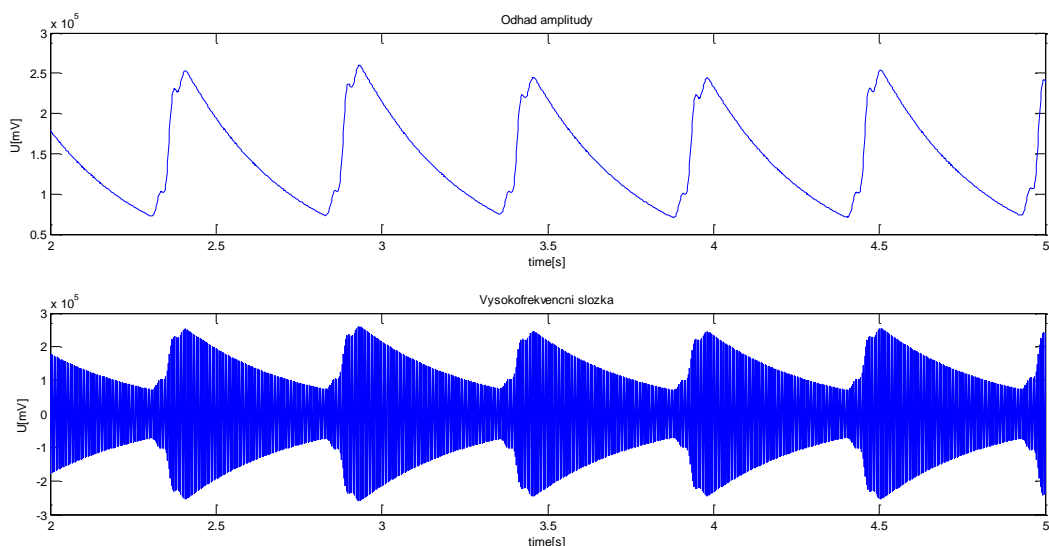
**Obr. 20 Vysokofrekvenční sekvence**

Tato operace byla provedena s cílem zvětšit počet průchodů nulou na úsecích bez QRS komplexů. V ideálním případě se u signálu  $D(n)$  předpokládá, že se počet průchodů nulou rovná hodnotě  $D(n) = N$  na úseku bez QRS komplexu a  $D(n) < N$  s QRS komplexem. Jestliže je amplituda  $K(n)$  příliš velká, počet průchodů nulou je vždy  $N$ . Jestliže je amplituda  $K(n)$  příliš malá, rozdíl počtu průchodů na úseku s QRS komplexem a bez něj není dostatečný

významný pro správné rozhodování. Proto musí být amplituda  $K(n)$  stanovena pomocí signálu  $y(n)$  [6]:

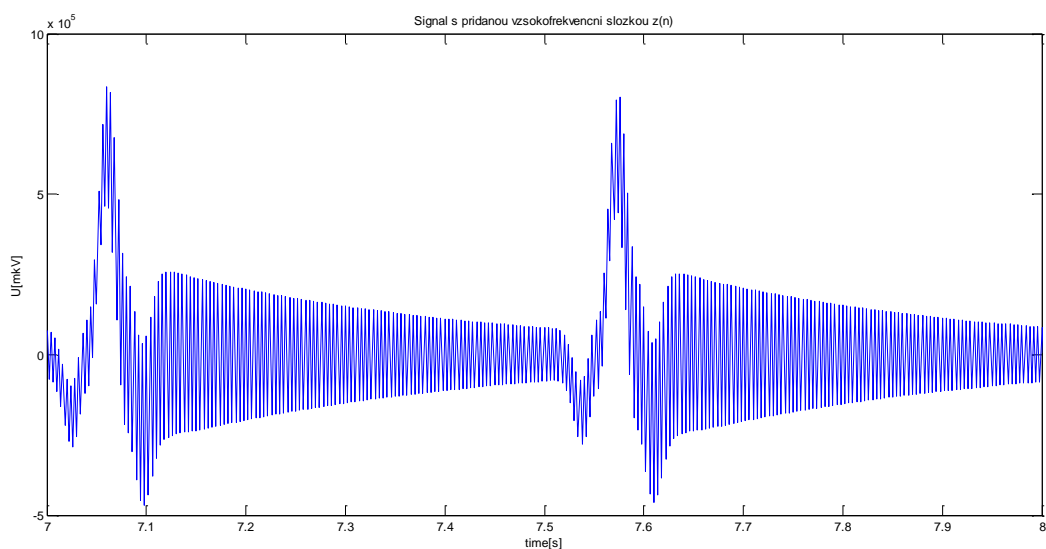
$$K(n) = \lambda_k K(n-1) + (1 - \lambda_k) |y(n)| \cdot c, \quad (5.5)$$

kde  $\lambda_k \in (0;1)$  je faktor zapomínání a  $c$  stálý zisk. Faktor zapomínání byl stanoven experimentálně na hodnotu 0,994. Stálý zisk  $c$  byl stanoven podle autorů na hodnotu 4. Na obr. 21 jsou zobrazeny hodnoty  $K(n)$  a vysokofrekvenční složka, která bude přidána do filtrovaného EKG signálu:



**Obr. 21 Odhad amplitudy a vysokofrekvenční složka**

Na obr. 22. je znázorněn signál  $z(n)$  s přidanou vysokofrekvenční složkou:



**Obr. 22 Signál s přidanou vysokofrekvenční složkou**

V dalším kroku se detekuje průchod nulou. Existuje celá řada metod detekce průchodu nulou. V této realizaci je použita rovnice [6]



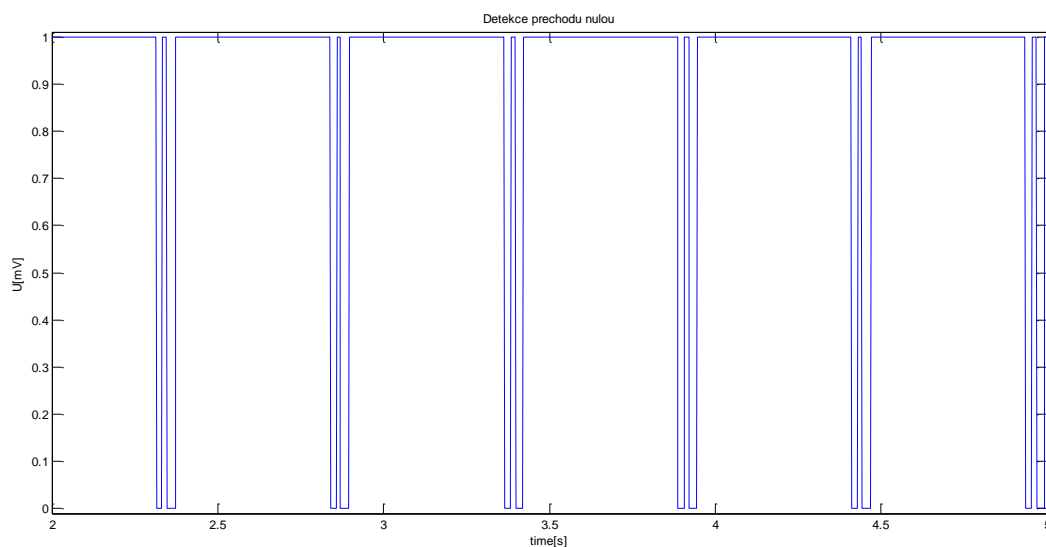
$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right|, \quad (5.6)$$

kde  $z(n)$  je filtrovaný EKG signál s přidanou vysokofrekvenční složkou a  $\text{sign}$  znaménková funkce.

Dále se počet průchodů počítá pomocí dolní propusti [6]:

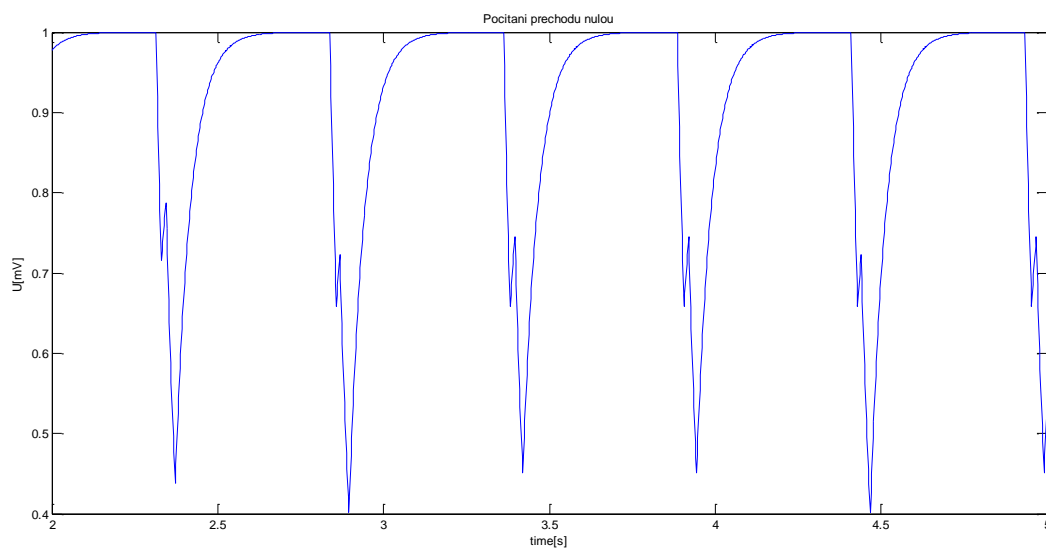
$$D(n) = \lambda_d D(n-1) + (1 + \lambda_d) d(n), \quad (5.7)$$

kde  $\lambda_d$  je faktor zapomínání, experimentálně stanovený na hodnotu 0,959. Tento filtr má tu výhodu, že je snadno nastavitelný a méně paměťově náročný. Na obr. 23 je znázorněna detekce průchodu nulou. V místě průchodu nulou se hodnota signálu  $d(n)$  rovná 1.



**Obr. 23 Detekce průchodu nulou**

Obr. 24 zachycuje signál  $D(n)$ :



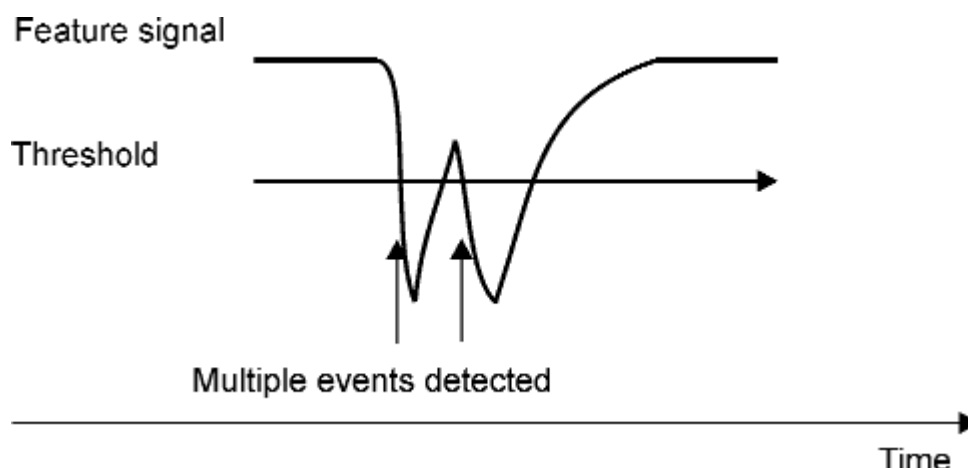
**Obr. 24 Počítání průchodů nulou**

### 5.3 Detekce události

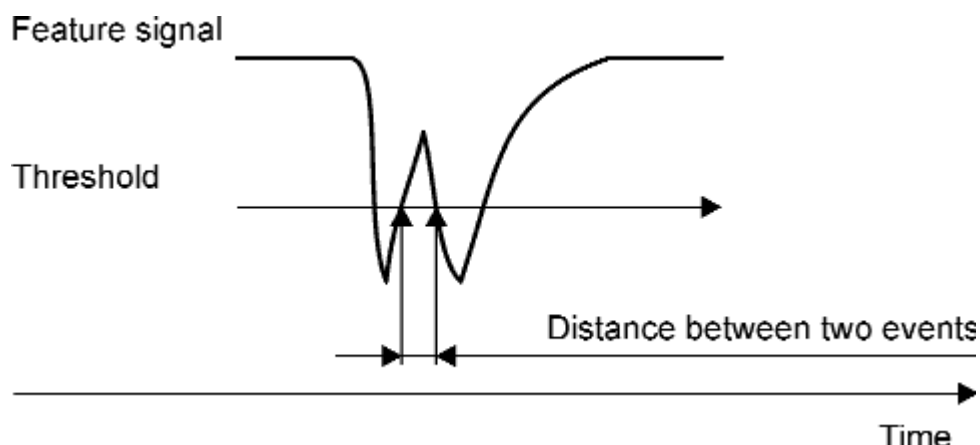
Detekce události se provádí pomocí adaptivního prahu  $\Theta$ , který se počítá pomocí vztahu [6]

$$\Theta(n) = \lambda_{\Theta} \Theta(n-1) + (1 - \lambda_{\Theta}) D(n), \quad (5.8)$$

kde  $\lambda_{\Theta}$  je koeficient zapomínání, který byl stanoven experimentálně na hodnotu 0,99. Pro detekci události se práh  $\Theta$  porovnává se signálem  $D(n)$ . Pokud  $D(n)$  klesne pod hodnotu prahu, událost je zachycena. Tato detekce je vhodná pro hladké signály. V některých případech se v místě QRS vyskytuje víc než jeden vrchol, jak ukazuje obr. 25 [6]. Proto se vzdálenost mezi událostmi analyzuje. Tato vzdálenost je definována (viz obr. 26) jako doba mezi koncem jedné události a začátkem druhé. Pokud je vzdálenost mezi dvěma zjištěnými událostmi menší než 170 vzorků (hodnota stanovená experimentálně), oba případy jsou spojeny do jedné události. Tato metoda může být realizována velmi snadno v sériovém režimu zpracování pomocí časovače, který měří časový limit. Konec události je platný pouze v případě, že další událost začne po skončení časového limitu. V opačném případě se obě události spojí do jedné [6].

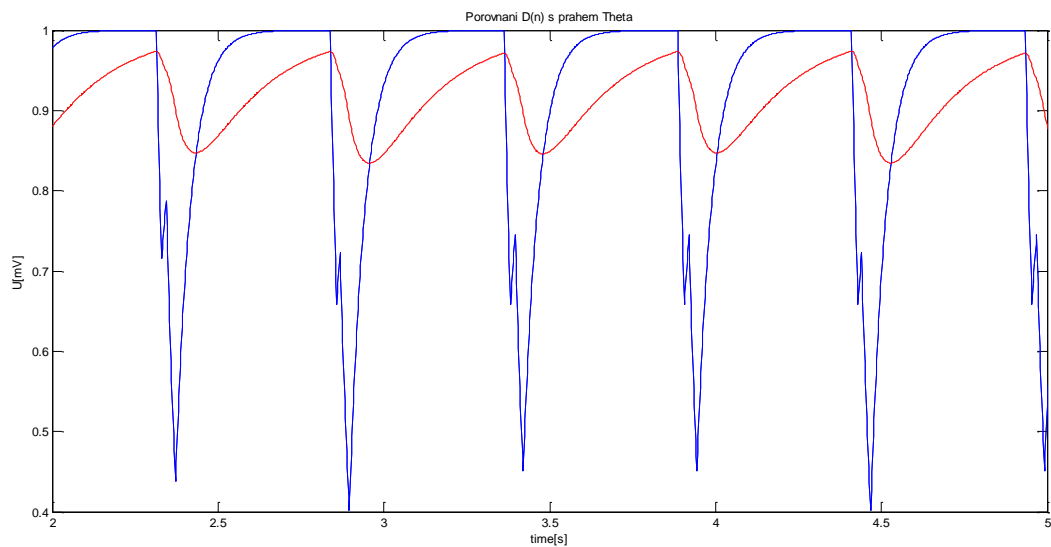


Obr. 25 Mnohanásobná detekce [6]



Obr. 26 Vzdálenost mezi událostmi [6]

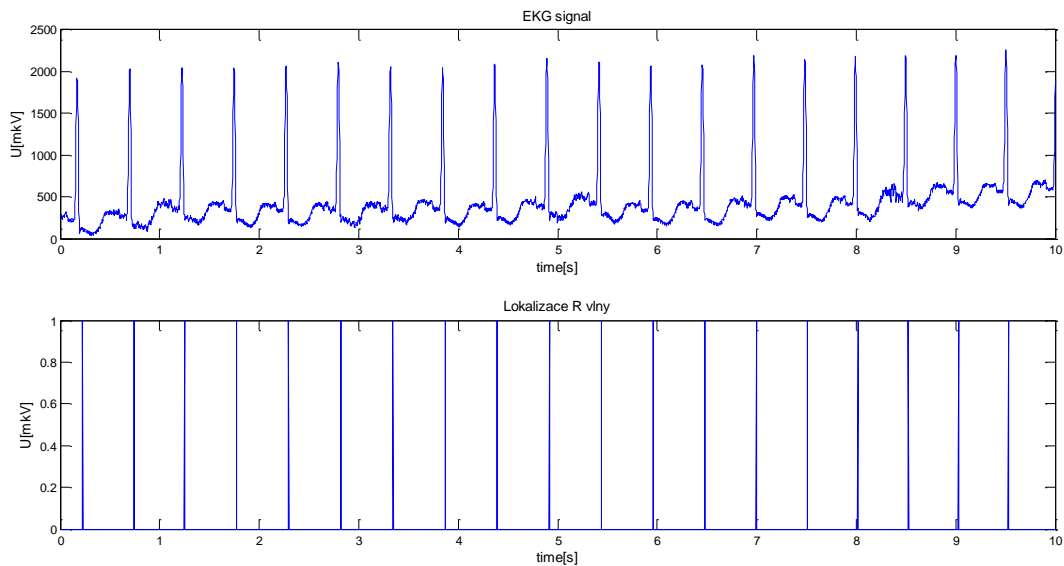
Na obr. 27 je znázorněno porovnání rysu signálu  $D(n)$  a prahu  $\Theta$ .



Obr. 27 Porovnání  $D(n)$  s prahem  $\Theta$

## 5.4 Časová lokalizace R vlny

V dalším kroku je třeba najít přesnou polohu QRS komplexů. Proto je třeba spočítat a odstranit zpoždění pásmové propusti. Délka impulzní charakteristiky filtru je 90 vzorků. Teoretické zpoždění bude 45 vzorků, tj. 90 ms. V případě tohoto algoritmu je optimální snížit zpoždění o 10 vzorků. Při této snížené hodnotě zpoždění je účinnost detektoru nejlepší.

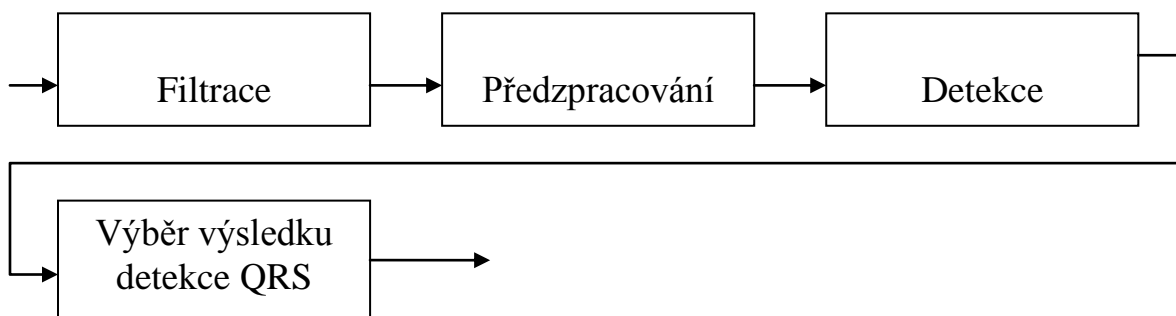


Obr. 28 Časová lokalizace R vlny

# 6 Detektor QRS založený na metodě autorů V.S. Chouhan a S. S. Mehta využívající adaptivní kvantovací práh

## 6.1 Úvod

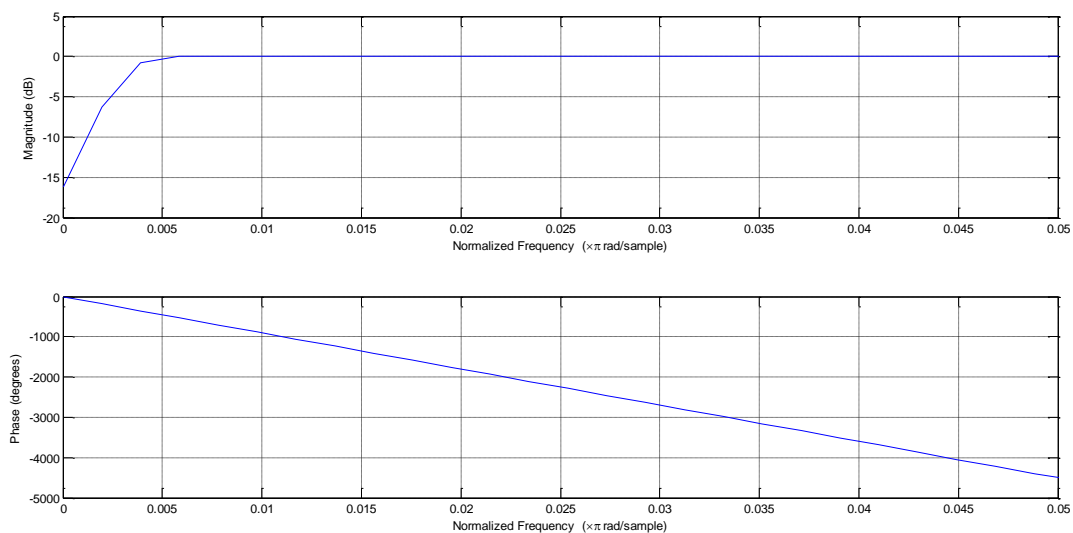
Detektor je realizován na základě metody autorů V. S. Chohan a S. S. Mehta [7]. Tento algoritmus používá adaptivní kvantovací práh při určení QRS komplexu. Metoda je určena pro zpracování vícesvodových signálů. Schematický algoritmus je znázorněn na obr. 29. V uvedeném algoritmu je filtrování provedeno pomocí kroužkovaného průměru, což poskytuje hladký výstupní signál vhodný pro další zpracování. Důležitou částí algoritmu pro další provádění kvantovacího prahování je odstranění driftu izolinie. Pro zvýraznění QRS komplexu se vstupní EKG signál zpracuje pomocí několika transformací. Dále kombinujeme dva výstupní signály a na výstupu dostaneme signál  $Fq$ . Základem detekce QRS komplexu je prahování signálu  $Fq$ . Opakované kvantovací prahování se používá pro rozlišení QRS komplexů od dalších oblastí EKG signálu. Amplituda prahu je stanovena automaticky a vymezuje QRS komplexy [7].



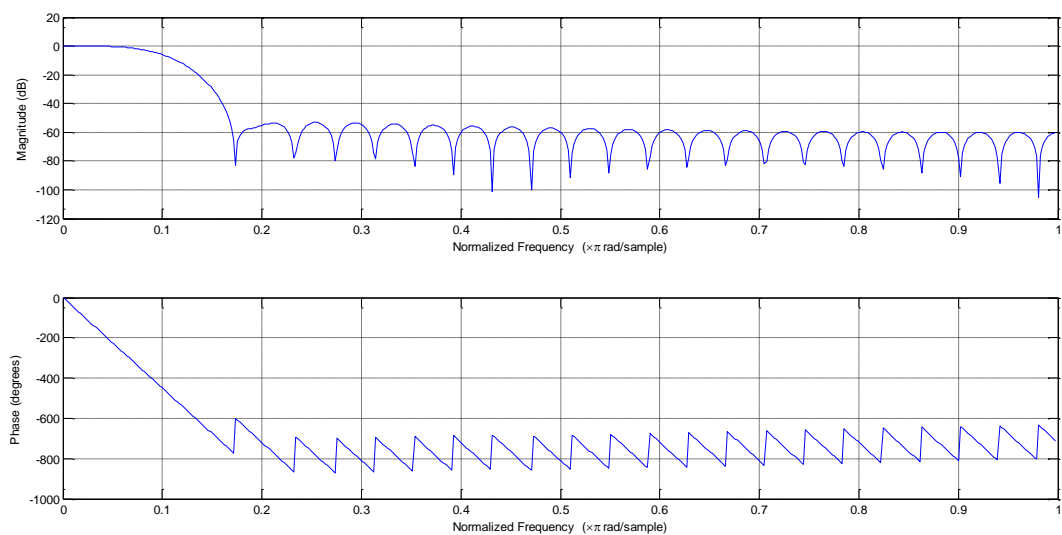
Obr. 29 Fáze algoritmu využívajícího adaptivní kvantovací práh

## 6.2 Filtrace

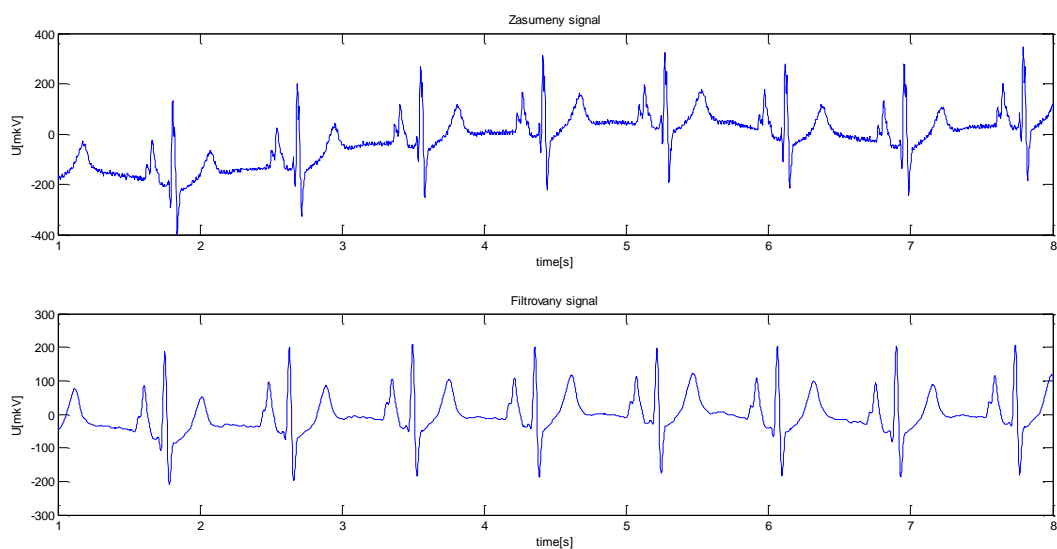
Filtrace je určena pro odstranění rušivých složek. Pro další úspěšné zpracování signálu je třeba zachovávat tvar EKG signálu. Z toho důvodu se odstraňuje pouze drift izolinie a síťové rušení. Pro potlačení driftu se používá horní propust s mezní frekvencí 1 Hz a délkou impulzní charakteristiky 1000 vzorků. Zpoždění horní propusti je teoreticky 500 vzorků, tj. 1 sekunda. V našem případě je nejvhodnější posuv o 530 vzorků. Pro potlačení síťového rušení se používá pásmová zádrž s potlačovanou frekvencí 50 Hz a délkou impulzní charakteristiky 50 vzorků. Zpoždění pásmové propusti je 25 vzorků, tj. 50 ms. Oba filtry jsou realizovány v prostředí MATLAB pomocí funkce *fir1*. Na obr. 30 a obr. 31 jsou znázorněny frekvenční charakteristiky filtrů, na obr. 32 vstupní zašuměný signál EKG a filtrovaný signál:



**Obr. 30 Frekvenční charakteristiky horní propusti**



**Obr. 31 Frekvenční charakteristiky pásmové zadrž**



**Obr. 32 Vstupní zašuměný signál a filtrovaný signál**

### 6.3 Předzpracování

Po algoritmu filtrace vstupuje výstupní filtrovaný signál  $S(n)$  do algoritmu předzpracování, ve kterém vznikají pomocné signály  $TS1$ ,  $G1$ ,  $FG1$ ,  $TS2$ ,  $G2$ ,  $FG2$ ,  $TS3$ ,  $G3$ ,  $FG3$ ,  $TS4$ ,  $TS4m$ ,  $PreFq$ . Z pomocných signálů dostaneme signál  $Fq$ , který vstupuje do algoritmu detekce [7].

Na začátku umocníme vstupní filtrovaný signál na druhou podle vztahu [7]

$$TS1(n) = S(n) * S(n), \quad (6.1)$$

kde  $TS1(n)$  je umocněný signál,  $S(n)$  filtrovaný EKG signál a  $n$  jsou vzorky signálu. Tím v signálu zvýrazníme QRS komplexy.

Dále se z  $TS1$  vypočítá spád  $G1$ , a to pomocí posuvného obdélníkového okna o délce 11 vzorků. Signál se spočítá podle vztahu [7]:

$$G1(n) = TS1_{max}(w) - TS1_{min}(w), \quad (6.2)$$

kde  $G1$  je spád,  $w$  okno o délce 11 vzorků od  $(n-5)$  do  $(n+5)$  s centrem v  $n$ .  $TS1_{max}$  je maximum a  $TS1_{min}$  minimum signálu  $TS1$  uvnitř okna  $(w)$ . V signálu  $G1$  jsou potlačeny úseky s malou strmostí.

Dalším krokem je výpočet filtrovaného spádu  $FG1$ , a to ze signálu  $G1$  pomocí klouzavých průměrů s použitím posuvného obdélníkového okna o délce 11 vzorků, od  $(n-5)$  do  $(n+5)$ , s centrem v  $(n)$ .  $FG1$  se počítá podle vztahu [7]:

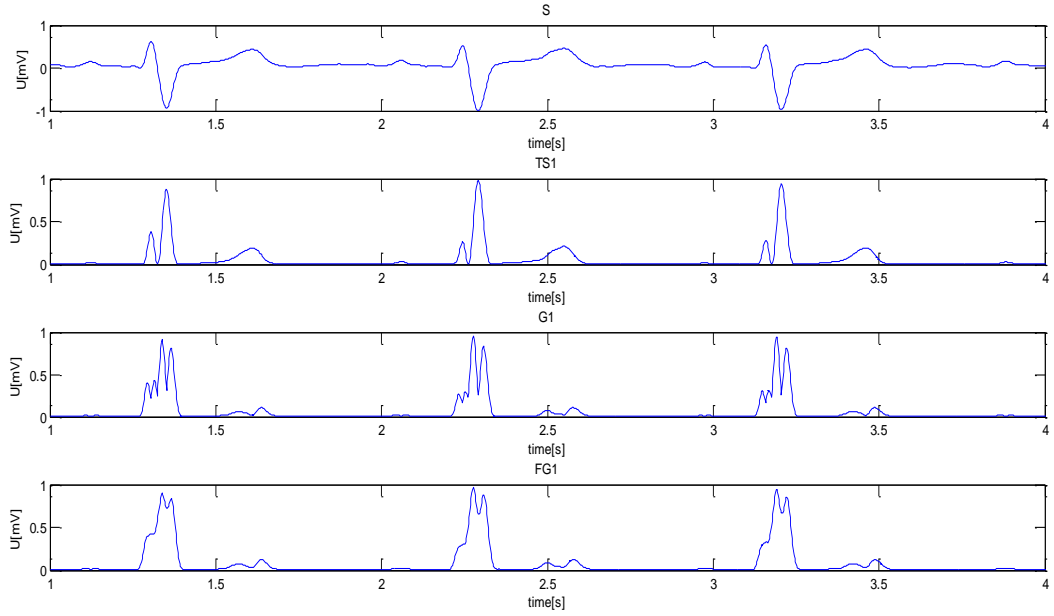
$$FG1(n) = \frac{1}{11} \sum_{i=n-5}^{n+5} G1(i), \quad (6.3)$$

kde  $FG1(n)$  je filtrovaný spád a  $G1(n)$  spád.  $FG1$  vyhladil signál  $G1$ .

Dále se počítají normalizované hodnoty signálů  $S$ ,  $TS1$ ,  $G1$ ,  $FG1$  pomocí vztahu :

$$NormalizedSignal = \frac{Signal}{maxSignal}, \quad (6.4)$$

kde  $NormalizedSignal$  je normalizovaný signál,  $Signal$  je  $S$ ,  $TS1$ ,  $G1$ ,  $FG1$ ,  $maxSignal$  maximální absolutní hodnota  $S$ ,  $TS1$ ,  $G1$ ,  $FG1$ . Hodnoty výsledného signálu jsou v rozmezí od 0 do 1 pro unipolární signál, od -1 do 1 pro bipolární signál. Na obr. 33 jsou znázorněny signály  $S$ ,  $TS1$ ,  $G1$ ,  $FG1$ :



**Obr. 33 Normalizované signály S, TS1, G1, FG1**

Transformovaný signál  $TS2$  se počítá pomocí funkce sigmoida a zvýrazní strmé hrany.  $TS2$  počítáme podle vztahu [7]:

$$TS2(n) = 1 - (2 / (e^{2S(n)} + 1)) , \quad (6.5)$$

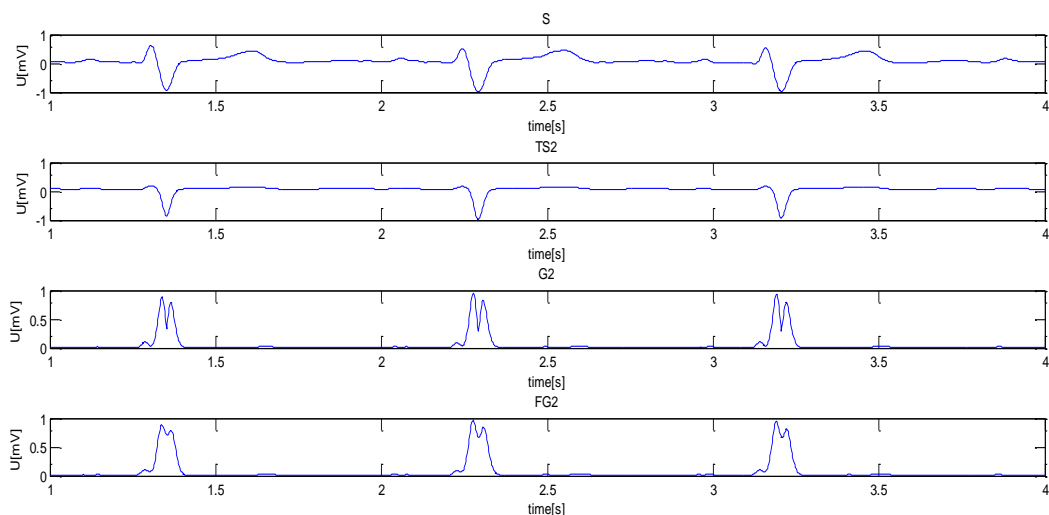
kde  $TS2$  je transformovaný signál,  $e$  je Eulerovo číslo a  $S$  normalizovaný filtrovaný signál.

Spád  $G2$  a filtrovaný spád  $FG1$  se počítá stejně jako  $G1$  a  $FG1$ , a to podle vztahů [7]:

$$G2(n) = TS2_{max}(w) - TS2_{min}(w) \quad (6.6)$$

$$FG2(n) = \frac{1}{11} \sum_{i=n-5}^{n+5} G2(i) \quad (6.7)$$

Signály  $TS2$ ,  $G2$  a  $FG2$  jsou normalizované podle vztahu 6.4. Na obr. 34 jsou znázorněny signály  $S$ ,  $TS2$ ,  $G2$ ,  $FG2$ :



**Obr. 34 Normalizované signály S, TS2, G2, FG2**

Transformovaný signál  $TS3$  získáme násobením EKG signálu  $S$  filtrovaným spádem  $FG2$  podle vztahu [7]:

$$TS3(n) = FG2(n) * S(n) , \quad (6.8)$$

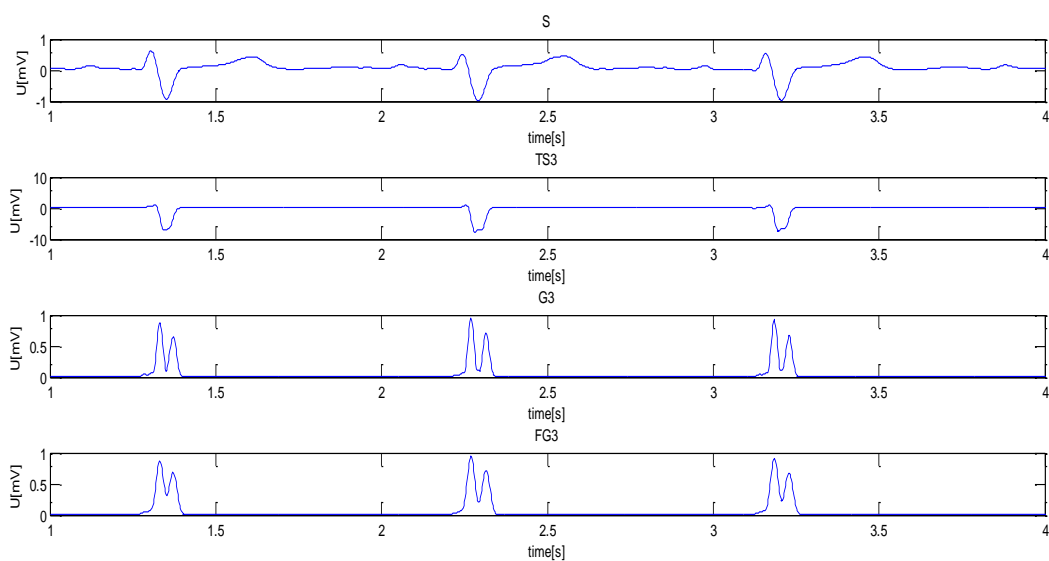
kde  $TS3$  je transformovaný signál. Výhoda násobení je v tom, že vysoké a výrazné T vlny zmizí.

Spád  $G3$  a filtrovaný spád  $FG3$  se počítají stejně jako  $G1$  a  $FG1$  podle vztahů [7]:

$$G3(n) = TS3_{max}(w) - TS3_{min}(w) \quad (6.9)$$

$$FG3(n) = \frac{1}{11} \sum_{i=n-5}^{n+5} G3(i) \quad (6.10)$$

Dále se počítají normalizované hodnoty signálů  $TS3$ ,  $G3$  a  $FG3$ . Na obr. 35 jsou znázorněny signály  $S$ ,  $TS3$ ,  $G3$ ,  $FG3$ :



**Obr. 35 Signály S, TS3, G3, FG3**



Požadovaný rys  $Fq$  se vypočítá pomocí filtrovaných spádů  $FG1$  a  $FG2$ . Transformovaný signál  $TS4$  získáme podle vztahu [7]:

$$TS4(n) = FG1(n) + FG2(n) . \quad (6.11)$$

Signál  $TS4m$  se počítá pomocí mediánové korekce, tak, že se od signálu  $TS4$  odečte hodnota jeho mediánu [7]:

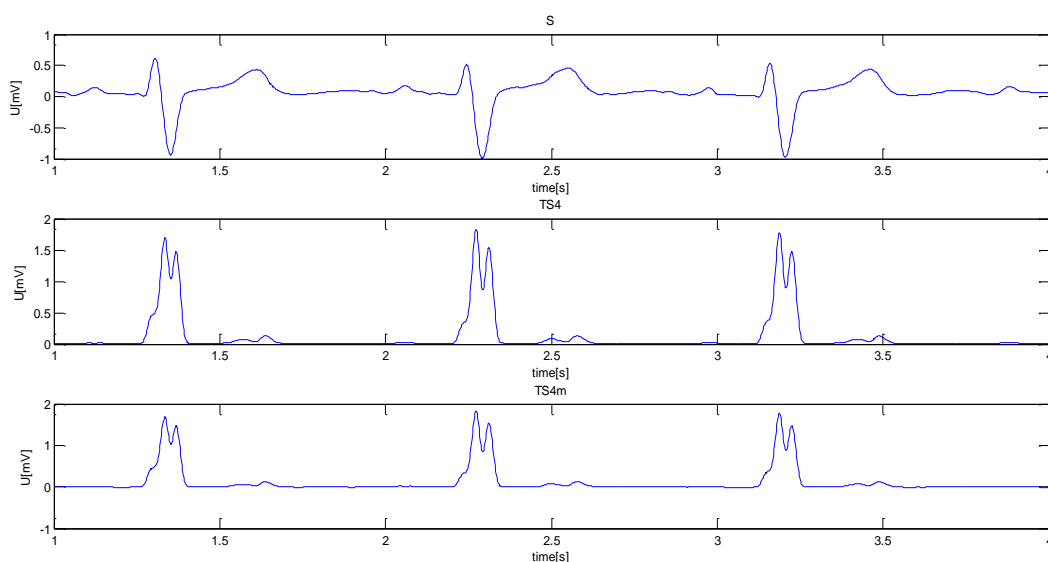
$$TS4m(n) = TS4(n) - m , \quad (6.12)$$

kde  $m$  je medián signálu  $TS4$ .

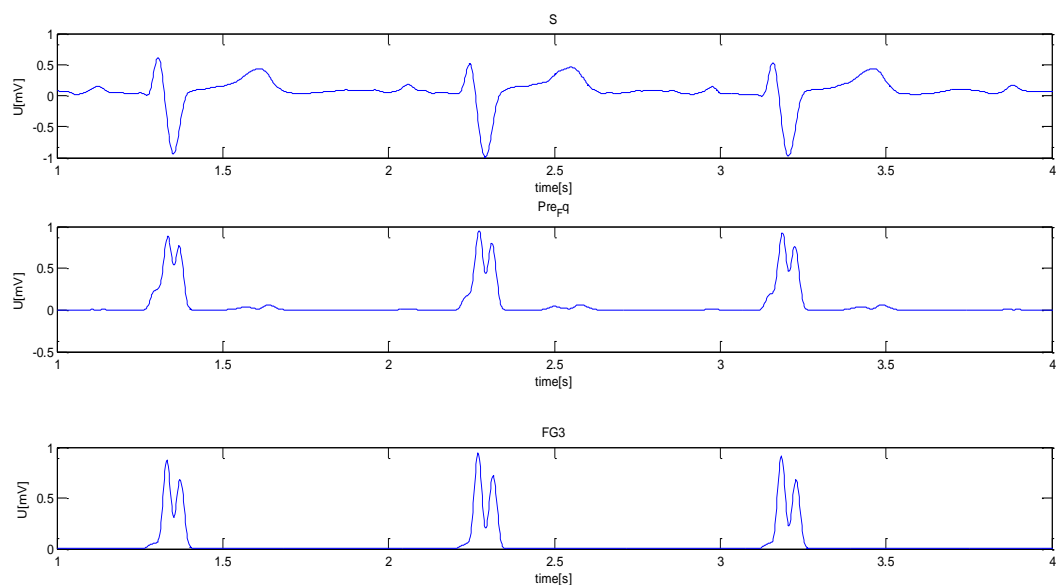
Signál  $Pre\_Fq$  je signál  $TS4$  normalizovaný podle vztahu 6.4. Na obr. 36 jsou znázorněny signály  $S$ ,  $TS4$  a  $TS4m$ . Signál  $Fq$  se získá z  $Pre\_Fq$  tak, že hodnoty vyšší než 5 % maximální amplitudy  $Pre\_Fq$  se ponechávají, zbylé se nahradí nulovými hodnotami [7]:

$$Fq = \begin{cases} PreFq, & \text{if } PreFq > 0.05 * \max(PreFq) \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} . \quad (6.13)$$

Signál  $Fq$  je připraven pro rozpoznání QRS kandidátů a pro detekci QRS komplexů. Obr. 37 znázorňuje signály  $S$ ,  $Pre\_Fq$  a  $Fq$ :



**Obr. 36 Signály  $S$ ,  $TS4$  a  $TS4m$**



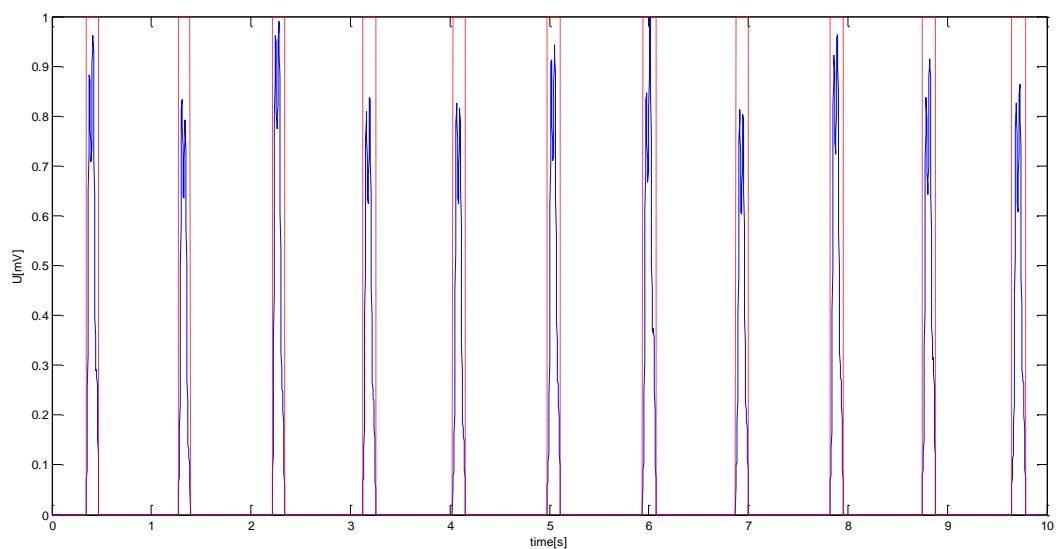
Obr. 37 Normalizované signály S, Pre\_Fq a Fq

## 6.4 Detekce QRS komplexů

Do algoritmu detekce QRS vstupuje signál  $Fq$ . V prvním kroku se vymezení signál  $Fq$  impulzy QRS kandidátů  $Cq$ , které se počítají podle vztahu [7]:

$$Cq = \begin{cases} 1, & \text{if } Fq > 0.05 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6.14)$$

Vzorky signálu  $Cq$  rovné 1 označují QRS kandidáty. Obr. 38 červeně vyznačuje QRS kandidáty:



Obr. 38 Signál Fq a vymezení signál Cq

Dále se definují hodnoty šestnácti normalizovaných adaptivních amplitudových prahů  $t15, t18, t21, t24, t27, t30, t33, t36, t39, t42, t45, t48, t51, t54, t57$  a  $t60$  reprezentujících 0.15,

0.18, 0.21, 0.24, 0.27, 0.30, 0.33, 0.36, 0.39, 0.42, 0.45, 0.48, 0.51, 0.54, 0.57 a 0.60 zlomkové proporce maximální hodnoty normalizovaného signálu  $Fq$  [7].

Zvolí se jeden práh v době a testuje se překročení prahů signálem  $Fq$  uvnitř impulsů  $Cq$ , a to podle podmínky [7]:

$$\begin{aligned} & \text{if } Fq_{max}(cmp) < t \\ & \quad Dq(cmp) = 0, \text{ else } Dq(cmp) = 1; \\ & \text{end} \end{aligned} \quad , \quad (6.15)$$

kde  $t$  jsou prahy od  $t15$  do  $t60$ ,  $cmp$  je úsek signálu vymezený impulzy QRS kandidátů od  $Cq\_begin$  do  $Cq\_end$ ,  $Fq_{max}(cmp)$  je maximální hodnota signálu  $Fq$  na úseku  $cmp$ ,  $Dq(cmp)$  jsou detekované QRS komplexy. Jestliže se  $Dq(cmp)$  rovná 1, došlo k překročení prahu a detekci QRS komplexů. Dále se algoritmus opakuje pro následující práh.

$Dq$  se hledá pro všechny svody EKG signálu, v dalším kroku počítají statistické vlastnosti [7]:

- medián  $m1$  a směrodatná odchylka  $sd1$  z počtu QRS detekcí pro každý svod;
- medián  $m2$  a směrodatná odchylka  $sd2$ , které se určí z  $m1$ ;
- medián  $m3$  a směrodatná odchylka  $sd2$ , které se určí z  $sd1$ .

V tab. 1 možná vidět že při hodnotě prahu 21% počet detekci se ustali.

	Prahy															
Svod	t15	t18	t21	t24	t27	t30	t33	t36	t39	t42	t45	t48	t51	t54	t57	t60
L1	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
L2	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
L3	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
aVL	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
aVR	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	10	9	8	7	6
aVL	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
V1	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	10	10	10	10
V2	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
V3	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
V4	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
V5	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
V6	12	12	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
Median m1	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11	11
Std. Dev. Sd1	0,28	0,28	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,28	0,62	0,88	1,16	1,44

Tab. 1 Počty QRS komplexů pro každý svod a statistické parametry v závislosti na prahu

## 6.5 Výběr výsledku detekce QRS

Pro správnou detekci je třeba najít vhodný práh. V prvním kroku se vybírá správný počet QRS komplexů  $Qn$  v signálu EKG pomocí podmínky [7]:

$$\begin{array}{l}
\text{if } (sd2 < 1) \wedge (m3 < 1) \\
\quad Qn = m2; \\
\text{end}
\end{array}
. \quad (6.16)$$

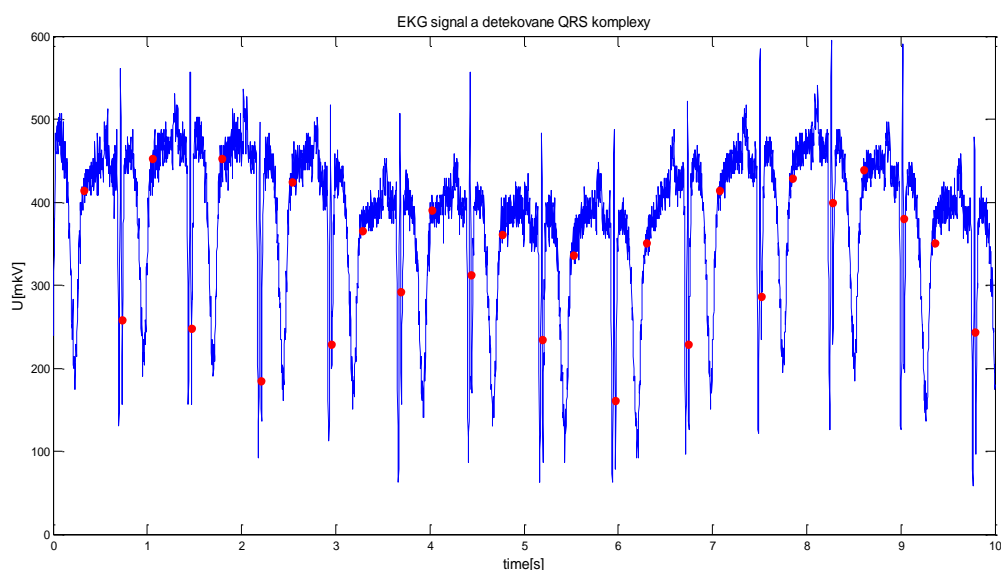
Hodnota  $m2$  se porovnává s hodnotou  $m1$ ; když dojde ke shodě, je nalezen práh detekcí. Jestliže tato podmínka není splněna, hledá se minimální hodnota  $sd1$ , který odpovídá potřebovanému prahu [7]. V dalším kroku se do signálu  $MPq$  zapisují výsledky detekcí pro všechny svody EKG signálu. Hodnota 1 v signálu  $MPq$  znamená, že v jednom ze svodů EKG signálu došlo k detekci QRS komplexu. Dále se analyzuje signál  $MPq$ . QRS je považován za detekovaný, jestliže na úseku o délce 200 vzorků dojde k detekci alespoň v 6 svodech pro 12svodové varianty a ve 2 svodech pro 3svodové varianty. Délka úseku, 200 vzorků, je stanovena pokusem.

# 7 Výsledky detekcí

## 7.1 Ukázky detekcí

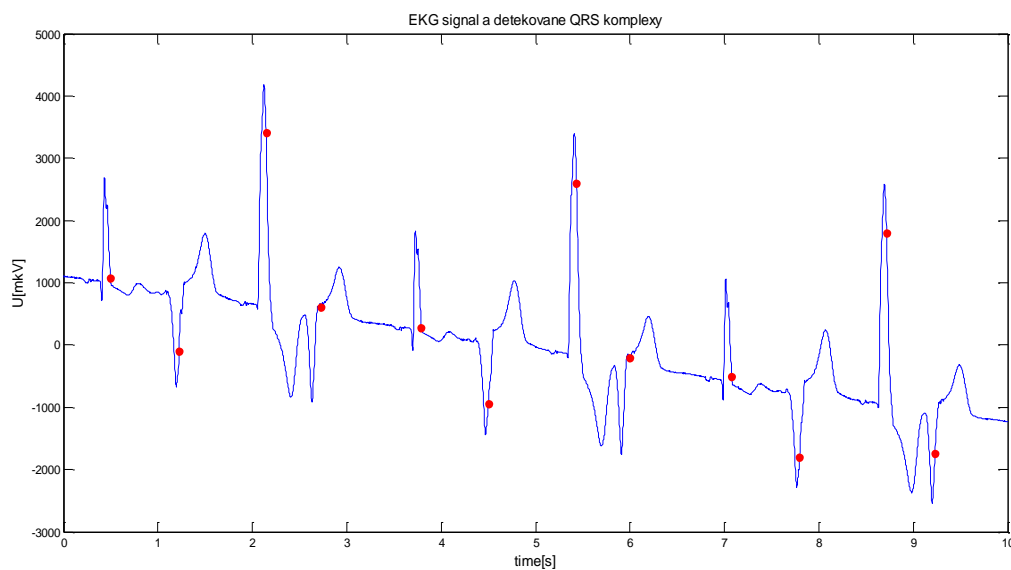
### 7.1.1 Ukázky detekci detektoru Pana-Tompkinse

Obr. 39 ukazuje signál M01\_069\_03 z druhého svodu databáze CSE a detekované QRS komplexy (červené). V tom signálu dochází k mnoha falešně pozitivním detekcím. Senzitivita rovná 100%, pozitivní predikce je 50%. Chyba detekci je způsobena tím, že T vlny v tomto signálu mají velkou strmost a velkou amplitudu. Ostatní metody



Obr. 39 EKG signál M01\_069\_03 s označenými QRS komplexy

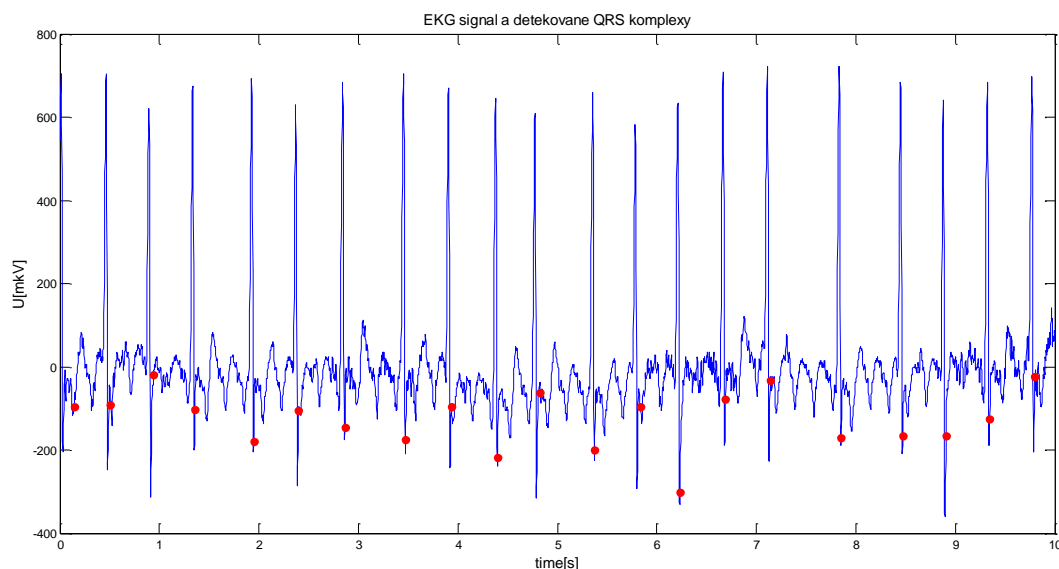
Obr. 40 ukazuje signál M01\_117\_03 z třetího svodu databáze CSE. Hodnota senzitivity a pozitivní predikce jsou 100%.



Obr. 40 EKG signál M01\_117\_03 s označenými QRS komplexy

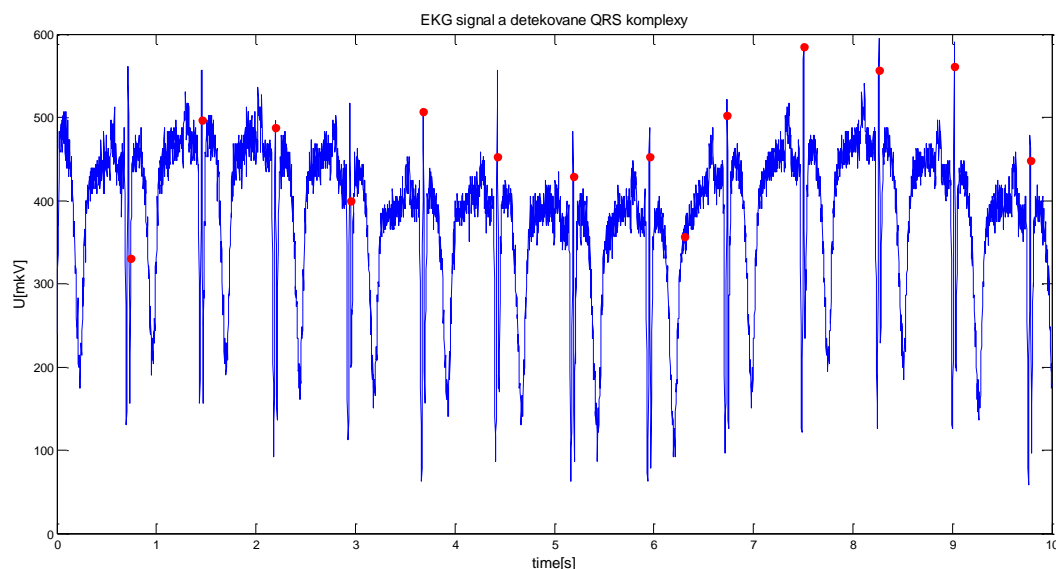
### 7.1.2 Ukázky detekci metody využívající průchod nulovou hladinou

Na obr. 41 je zobrazen signál M01\_111\_03 z prvního svodu. Senzitivita a pozitivní predikce jsou 100%.



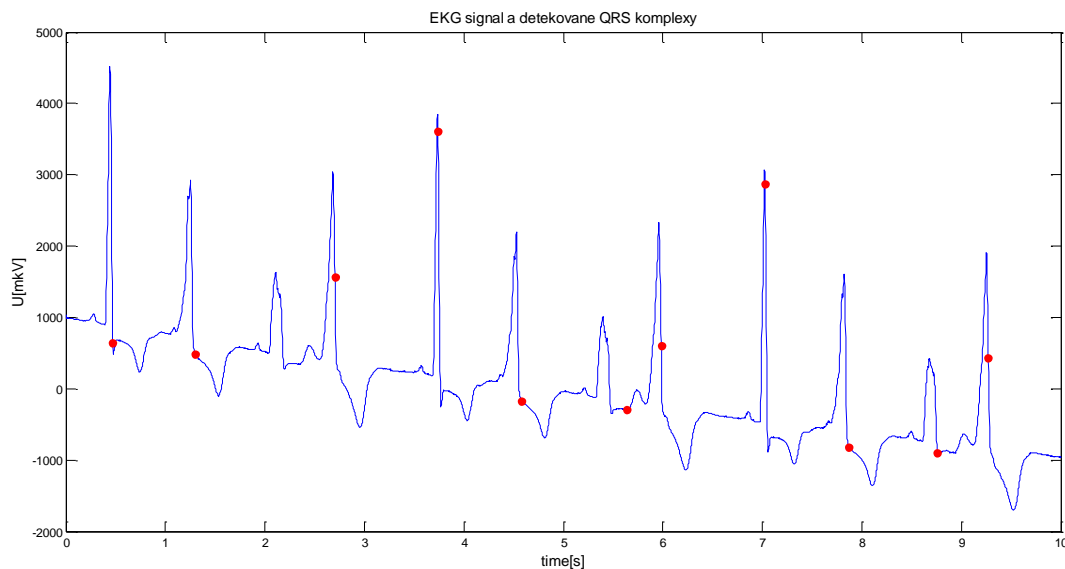
**Obr. 41 EKG signál M01\_111\_03 s označenými QRS komplexy**

U signálu M01\_069\_03 (obr. 42) senzitivita je 100%, pozitivní predikce – 92,9%.



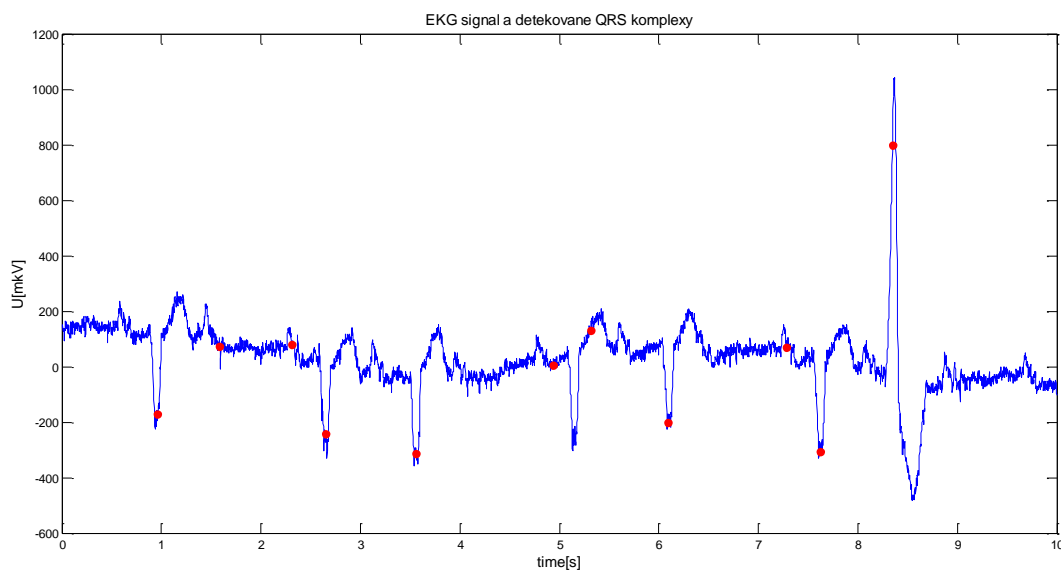
**Obr. 42 EKG signál M01\_069\_03 s označenými QRS komplexy**

Obr. 43 zobrazuje signál M01\_117\_03 z prvního svodu. Hodnota senzitivity pro tento signál je 83,3%. Pozitivní prediktivní hodnota je 90,9%. Chyby detekcí jsou způsobeny tím, že obsahuje QRS komplexy s rychlým nebo poměrně pomalým náběhem, a nestálou amplitudou.



**Obr. 43 EKG signál M01\_117\_03 s označenými QRS komplexy**

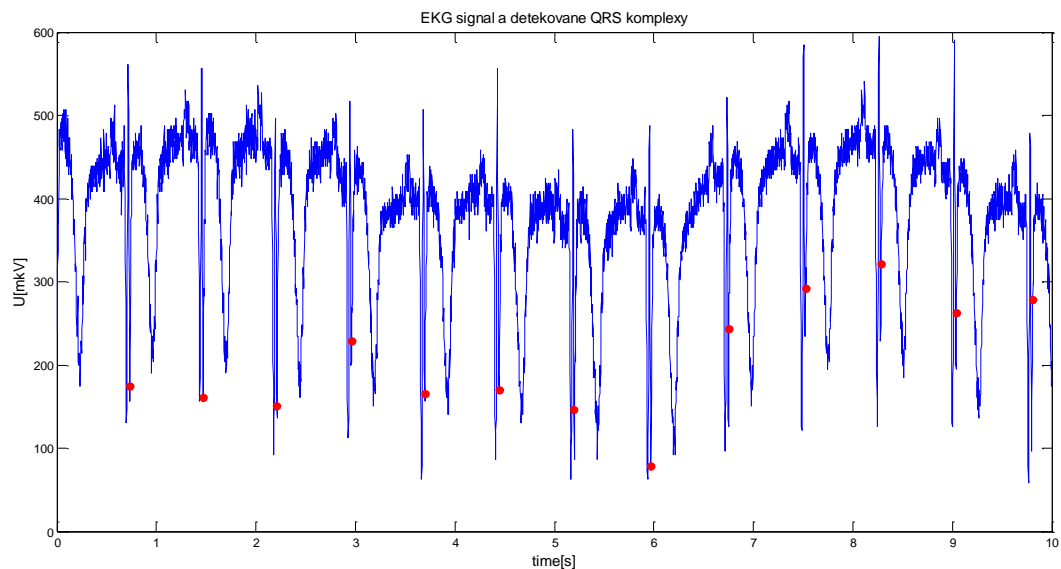
Na obr. 44 je ukázán signál M01\_054\_03 z druhého svodu. Senzitivita a pozitivní predikce pro tento signál jsou 100% a 63,6%. Chyby detekci jsou způsobené vysokým šumem a výskytem nestandardních vln, které jsou detekované jako QRS komplex.



**Obr. 44 EKG signál M01\_054\_03 s označenými QRS komplexy**

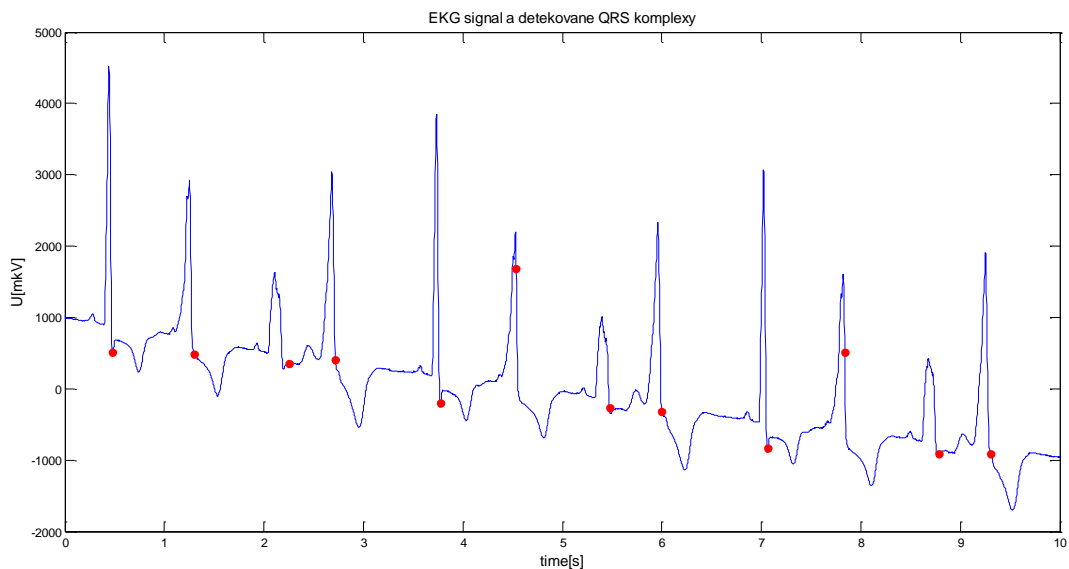
### 7.1.3 Ukázky detekci metody využívající adaptivní kvantovací práh

Obr. 45 zobrazuje signál M01\_069\_03 z prvního svodu. Senzitivita a pozitivní predikce je 100%.



**Obr. 45 EKG signál M01\_069\_03 s označenými QRS komplexy**

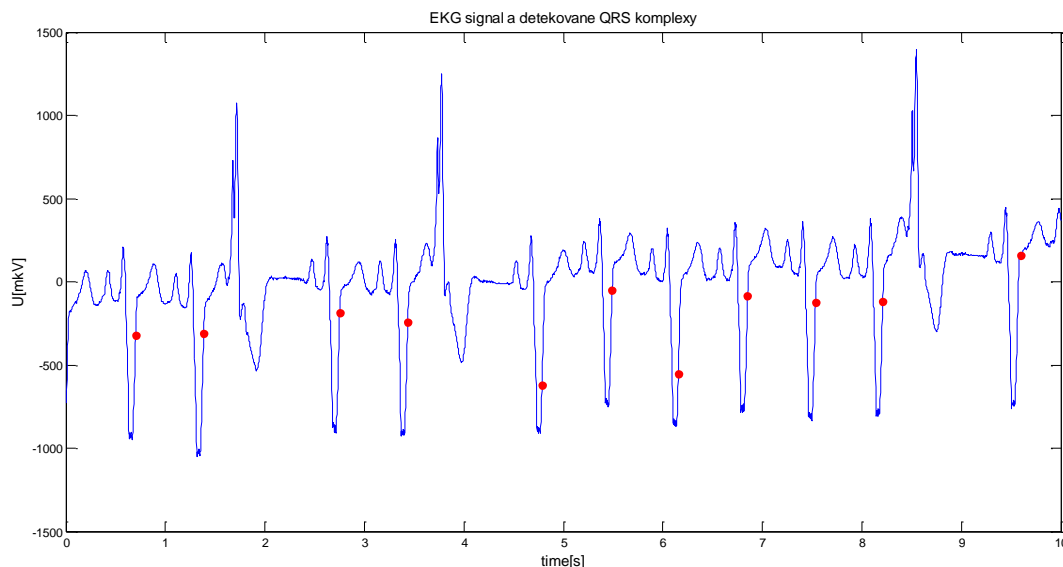
Pro signál M01\_117\_03, který je zobrazen na obr. 46, hodnota pozitivní predikce a senzitivita je 91,7%.



**Obr. 46 EKG signál M01\_117\_03 s označenými QRS komplexy**

Obr. 47 ukazuje signál M01\_105\_03. Prediktivní hodnota tohoto signálu je 100%, senzitivita – 78,6%. V tomto signálu, po záporném kmitu nastává kladný, který tímto programem není detekován.





Obr. 47 EKG signál M01\_105\_03 s označenými QRS komplexy

## 7.2 Účinnost detekce

Realizované metody byly testovány na celé databázi CSE jak tří-svodové tak i dvanácti-svodové databázi. Pozice detekovaných událostí byly porovnány s referenčními hodnotami pozic QRS-komplexů. Tolerance detekované pozice oproti referenční je  $\pm 63$  vzorků, nebo 126 ms. Pro hodnocení účinnosti detekce byly použity hodnoty senzitivity a pozitivní predikce. Výsledky detekce jsou ukázané v tab. 2.

Databáze	3-svodová		12-svodová	
	Se[%]	P[%]	Se[%]	P[%]
Detektor založený na metodě Pana Tompkinse	99,55	98,77	99,15	98,97
Detektor využívající průchod nulovou hladinou	99,3	99,23	99,02	99,29
Detektor založený na metodě V.S. Chouhan S.S.Mehta	97,56	99,17	97,08	98,49

Tab. 2 Výsledky detekce

Metoda využívající průchod nulovou hladinou ukazuje nejlepší výsledky. Při testování na databázi MIT-BIH arrhythmia autoři [6] dosáhli výsledků: senzitivita  $Se=99,70\%$ , pozitivní predikce  $+P=99,57\%$ . Výsledky této práce ne mohou být srovnány s výsledky autorů [6] protože byly testované na různých databázích. Výhodou této metody je odolnost proti zašuměným signálům EKG, vysoká účinnost, vysoká rychlost zpracování a vyhodnocování signálu EKG.

Druhá nejlepší metoda je založená na metodě Pana Tompkinse. Výhodou této metody je jednoduchý návrh a vysoká rychlost zpracování. Účinnost detekce na MIT-BIH arrhythmia database je  $99,3\%$  [2].

Nejhůře dopadl detektor založený na metodě V. S. Chouhan S. S. Mehta. Autoři [7] při testování metody na CSE databázi dosáhli výsledků: senzitivita  $Se=98,56\%$  a pozitivní predikce  $+P=99,18\%$ , což je lepší než u realizované metody. Účinnost detekce na databázi MIT-BIH arrhythmia je  $Se=87,9\%$ , pozitivní predikce  $+P=97,6\%$  [8]. Výhodou toho detektoru je použití více svodu při detekci, což umožňuje redukci šumu. Nevýhodou této metody je složitá realizace a velký čas zpracování signálu. V tab. 3 jsou srovnané realizované metody v této práci s jinými metodami testovanými na databázi CSE.

Metoda	Se[%]	P[%]
Detekce podle metody Pana -Tompkinse	99,15	98,97
Detekce založena na průchodu nulovou hladinou	99,02	99,29
Detekce podle metody V.S. Chouhan S.S.Mehta	97,08	98,49
Detekce založena na numerické realizaci spojitě vlnkové transformace [16]	99,29	99,35
Detekce pomocí Fuzzy logiky [13]	98,89	97,84
Detekce pomocí matematické morfologie [17]	99,38	99,48
Detekce využívající SVM [15]	99,74	98,42
Detekce na základě entropie [12]	99,94	99,13
Detekce na základě kombinované entropie [14]	99,93	99,46

**Tab. 3 Srovnání výsledků**

## 8 Závěr

Vědecká sféra, která se zabývá softwarovou detekcí je relativně mladá. Vědci zkoumají danou oblast poslední 30 let. Ale nikdo ještě nevymyslel algoritmus, který bude bezchybně odhadovat QRS komplexy. Nejlepší algoritmy je schopné správně detekovat více 99% QRS komplexů.

Cílem této práce bylo popsat hlavní přístupy detekci QRS. Dalším úkolem bylo navrhnout a realizovat v programovém prostředí MATLAB tři metody. V této práci jsou realizovaná metoda založená na průchodech nulovou hladinou autorů B. U. Kohler, C. Henning a R. Orglmeister, algoritmus Pana-Tompkinse a metoda využívající adaptivní kvantovací práh autorů V. S. Chohan a S. S. Mehta.

Tyto programy byly testované na standardní databázi CSE, jak na tří-svodových signálech, tak dvanácti-svodových. Nejlepší úspěšnost detekci byla u metody založené na průchodech nulovou hladinou. Pro 12-svodové signály senzitivita je 99,02 % , pozitivní predikce – 99,29 % . Dobrá úspěšnost je dosažená při testování algoritmu Pana-Tompkinse: senzitivita – 99,15 % a pozitivní predikce – 98,97 % . O něco méně úspěšná je metoda autorů V. S. Chohan a S. S. Mehta. Hodnota senzitivity byla 97,08 % , a pozitivní prediktivní hodnota dosahovala 98,49 % .

Realizované metody byly srovnané s jinými metodami testovanými na CSE databázi. Z uvedených metod nejlepší výsledky vychází u metody založené na kombinované entropie. Celkem výsledky navržených metod je srovnatelná s výsledkami jiných autorů.

## 9 Použitá literatura

- [1] Kohler, B.U., Henning, C., Orglmeister, R., *The principles of software QRS detection*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2002, vol. 21, no. 1, p. 42-57.
- [2] Pan, J., Tompkins, W. J. *A real-time QRS detection algorithm*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, vol. 32, no. 3, p. 230-236.
- [3] Kozumplík, J., Kolář, R., Jan, J. *Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*. Brno: VUT v Brně, FEI, Ústav biomedicínského inženýrství, 2001. s. (73 s.)ISBN: 80-214-1964-4.
- [4] Honzíková, N., P. Honzík: *Biologie člověka*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2003
- [5] Rangayyan, R.M.: *Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach*. IEEE Press, John Wiley & Sons, 2002.
- [6] Kohler, B. U., Henning, C., Orglmeister, R., *QRS detection using zero crossing counts*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2003, vol. 8, no. 3, p. 138-145.
- [7] Chouchan, V.S., Mehta, S.S. *Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshlod*. International Journal of Computer Science and Network Security. 2008, s. 155-163, vol.8 No.1.
- [8] Elgendi, M., Jonkman, M., De Boer, F. *Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds*. School of Engineering and Information Technology, Charles Darwin University, Australia 2009.
- [9] Willem Einthoven [online], poslední aktualizace 23. dubna 2012 18:41, Wikipedie. Dostupné z WWW: < [http://en.wikipedia.org/wiki/Willem\\_Einthoven](http://en.wikipedia.org/wiki/Willem_Einthoven)>.
- [10] M.L. Ahlstrom and W.J. Tompkins. *Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers*. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 30, pp. 651-657, Oct. 1983.
- [11] R.A. Balda. *Trends in Computer-Processed Electrocardiograms*. Amsterdam: North Holland, 1977, pp. 197-205.
- [12] Mehta S.S., Lingayat N.S. *Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram*. Signal Processing. December 2007, Volume 87 , Issue 12 , pp 3190-3201 .
- [13] Mehta S.S., Trivedi C.R., Lingayat N.S. *Identification and delineation of QRS complexes in electrocardiogram using fuzzy c-means algorithm*. Journal of Theoretical and Applied Information Technology.
- [14] Mehta S.S., Lingayat N.S. *Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM*. Computers in Biology and Medicine. January 2008, Volume 38 , Issue 1 , pp 138-145 .
- [15] Mehta S.S., Lingayat N.S. *Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram*. Expert Systems with Applications: An International Journal. January 2009, Volume 36 , Issue 1 , pp 820-828.

- [16] Vitek, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [17] P.E., Trahanias. *An approach to QRS complex detection using mathematical morphology*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. February 1993, vol. 40, no. 2, pp. 201 – 205.

# Seznam zkratek a symbolů

EKG	Elektrokardiogram
QRS	QRS komplex
CSE	Databáze signálů Common Standarts for quantitative Electrocardiography
INT	Vystup z integrátoru
y	Filtrovaný signál
b	Vysokofrekvenční složka
z	Signál s přidanou vysokofrekvenční složkou
D	Počet průchodu nulou
K	Odhadovaná amplituda
$\lambda_k, \lambda_d, \lambda_\Theta$	Faktory zapomnění
$\Theta$	Práh
S	Filtrovaný signál
TS	Transformovaný signál
G	Spád signálu
FG	Filtrovaný spád signálu
PreFq	Normalizovaný signál
Fq	Signál připravený pro rozpoznání QRS-kandidátů
Cq	Signál vyznačující QRS kandidáty
m	Medián
sd	Směrodatná odchylka
MPq	Výsledky detekci

## Seznam příloh

Detektor\_PanTompkins.m  
Detektor\_zerocrossings.m  
Detektor\_quantizedthreshold.m